


COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DA TÉCNICA ALL-ON-4 HÍBRIDO COM IMPLANTES ZIGOMÁTICOS LISOS E IMPLANTES EXTRA-LONGOS COM ANCORAGEM TRANSNASAL: UMA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

 <https://doi.org/10.56238/arev6n4-491>

Data de submissão: 31/11/2024

Data de publicação: 31/12/2024

Marcio Elias Francês Brito

Mestre em Implantodontia – Faculdade ILAPEO
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/9157625426545050>

Felipe Carvalho de Macêdo

Mestre em Implantodontia – Faculdade ILAPEO
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/2431984612708427>

Wesly Mejia Manrique

Mestranda em Implantodontia – Faculdade ILAPEO
LATTES: <https://lattes.cnpq.br/0361464337499735>

Caio Marcio Eberhart Filho

Graduando em Medicina- Pontificia Universidade Católica do Paraná
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/1957663430381093>

Erton Massamitsu Miyasawa

Professor Doutor - Faculdade ILAPEO
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/0725700539300078>

Luis Eduardo Marques Padovan

Professor Doutor – Faculdade ILAPEO
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/8506423321202833>

Leandro Eduardo Klüppel

Professor Doutor- Faculdade ILAPEO
LATTES: <http://lattes.cnpq.br/9559429377225870>

RESUMO

A reabilitação de pacientes com maxila severamente atrofica é um desafio e a técnica all-on-4 híbrido surge como uma alternativa para o tratamento desses pacientes. Esse estudo teve por objetivo avaliar o comportamento mecânico da reabilitação de maxila edêntula total severamente atrofica utilizando implantes zigomáticos lisos e implantes extralongos transnasal. A análise de elementos finitos foi conduzida na seguinte configuração: dois implantes Zygoma-S® 3.75x45 mm instalados utilizando a técnica da canaleta sinusal. Componentes Mini Pilar Cônico de 60 e 52 graus com altura gengival 1.5 mm foram posicionados nas regiões dos dentes 16 e 26 respectivamente. Dois Helix Long GM® 3.75x20 mm e Componentes Mini Pilar Cônico reto com altura gengival 1.5 mm foram instalados na região anterior utilizando a técnica transnasal. Uma barra protética foi modelada e retida por 4 parafusos com um cantiléver de 12 mm. O pico de tensões no osso, implante, componente protético e parafusos estava abaixo dos limites de resistência dos materiais. Além disso, tensões maiores foram encontradas nos implantes zigomáticos. De forma oposta, tensões maiores foram encontradas na

região de rosca dos componentes protéticos associados aos implantes extra-longos. O presente estudo revelou que a reabilitação de maxilas severamente atroficas pela técnica all-on-4 híbrida utilizando dois implantes zigomáticos e dois implantes extra-longos com ancoragem transnasal é biomecanicamente favorável e confiável.

Palavras-chave: Implante Dentário. Maxila Edêntula. Análise de Elementos Finitos.

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de maxilas severamente atroficas é um desafio devido a alterações que acontecem nesses casos, como por exemplo, pneumatização dos seios maxilares e quantidade de osso na maxila insuficiente para ancoragem de implantes convencionais(1). Procedimentos de enxertia óssea para tentar devolver volume ósseo a este paciente tem diversas desvantagens como risco de morbidade na área doadora, altos custos e longa duração do tratamento(2).

Como alternativa, diferentes técnicas vêm sendo desenvolvidas envolvendo ancoragem de implantes em estruturas anatômicas adjacentes à maxila(3). Implantes zigomáticos são utilizados há anos como alternativa aos implantes convencionais em casos de maxila atrofica. Existem diferentes técnicas de instalação de implantes zigomáticos, dentre elas a combinação de implantes zigomáticos com um a três implantes convencionais anteriormente (all-on-4 híbrido). Entretanto, na falta de disponibilidade óssea para instalação dos implantes convencionais por essa técnica, a instalação de dois implantes extra-longos com ancoragem transnasal é uma opção(4).

A análise de elementos finitos (AEF) é um método computacional para prever o comportamento mecânico de modelos através de funções matemáticas aplicadas em geometrias contendo malhas de elementos(5). Essa simulação é utilizada em diversas áreas do conhecimento e é aplicada na implantodontia há décadas. É um método confiável e que pode fornecer entendimento para questões clínicas. Existem poucos estudos na literatura que avaliam o comportamento mecânico de implantes zigomáticos associados com implantes transnasais em maxila severamente atrofica. Desta forma, esse estudo teve por objetivo avaliar o comportamento mecânico da reabilitação de maxila edentula total severamente atrofica utilizando implantes zigomáticos liso e implantes extralongos transnasal.

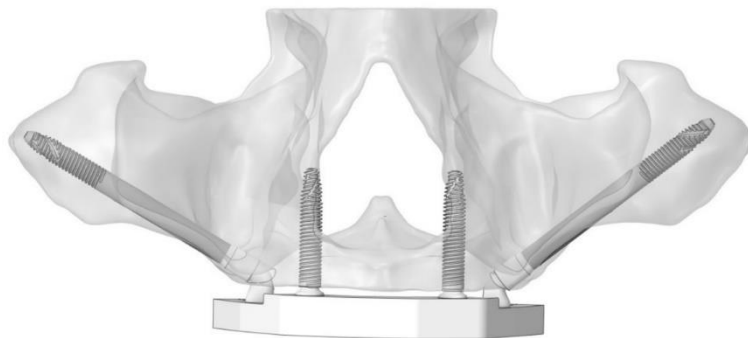
2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 MODELAGEM

Modelo tridimensional (3D) da maxila, do osso zigomático, dos implantes, dos componentes protéticos e da superestrutura foram utilizados para avaliar a quantidade e a distribuição de tensões nos implantes e no tecido ósseo subjacente. Os modelos 3D da maxila e do osso zigomático foram desenvolvidos simulando um paciente totalmente edentulo com reabsorção óssea severa. Esse modelo foi criado utilizando os softwares Invesalio (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Brasil), Autodesk® MeshMixer™ (Autodesk, Inc), Ansys SpaceClaim (Ansys, Inc), e Autodesk Inventor (Autodesk, Inc). As geometrias dos implantes, componentes protéticos e parafusos foram fornecidas pelo fabricante Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil).

A AEF foi conduzida na seguinte configuração: dois implantes Zygoma-S® 3.75x45 mm (Neodent®, Curitiba, Brasil) instalados utilizando a técnica da canaleta(6). Componentes Mini Pilar Cônico de 60 e 52 graus com altura gengival 1.5 mm (Neodent®, Curitiba, Brasil) foram posicionados nas regiões dos dentes 16 e 26 respectivamente. Dois Helix Long GM® 3.75x20 mm (Neodent®, Curitiba, Brasil) e Componentes Mini Pilar Cônico reto com altura gengival 1.5 mm foram instalados na região anterior utilizando a técnica transnasal. Uma barra protética foi modelada com dimensões de 5 mm na região de menor altura por 7 mm de largura e retida por 4 parafusos com um cantiléver de 12 mm (Figura 1).

Figura 1 – Modelo tridimensional da maxilla totalmente edêndula com 2 implantes Zygoma-S®, dois implantes Helix Long GM® e componentes Mini Pilar Cônico angulados.



Os modelos matemáticos foram criados dividindo modelos geométricos complexos em elementos simples e pequenos. Elementos hexaédricos foram utilizados na região do corpo do parafuso e elementos tetraédricos foram utilizados nas demais áreas do modelo. No total 1.734.873 nós e 1.121.174 elementos foram criados (Figura 2).

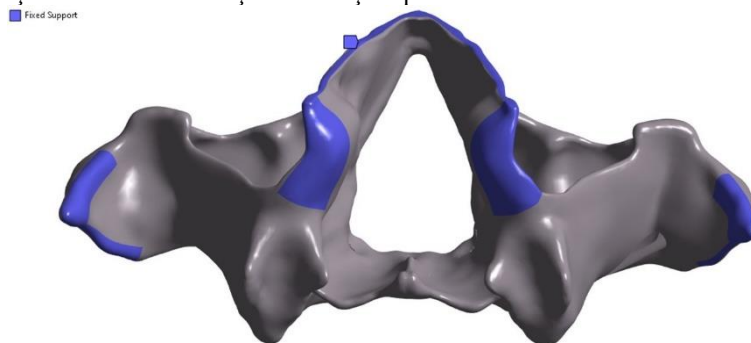
Figura 2 – Modelo matemático mostrando a malha gerada para a simulação.



A interface implante-osso foi considerada perfeitamente colada para simular a osseointegração completa. Para as demais interfaces foram considerados contatos do tipo atrito. As regiões mostradas

na Figura 3 também foram fixadas simulando a conexão com o crânio e estabilizando o modelo durante a aplicação de força. Essa escolha restringe o movimento em todas as três direções (x, y, z) e suas correspondentes rotações.

Figura 3 – Representação das áreas de fixação e restrição que estabilizam o modelo durante a aplicação de forças.



2.2 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Através da metodologia dos elementos finitos é possível analisar a distribuição de tensões no tecido ósseo, implantes, componentes e parafusos. Essa distribuição é avaliada pelas tensões de von Mises.

Os modelos previamente construídos utilizando software CAD foram processados e exportados para o software para realização da análise de elementos finitos (ANSYS 2023, Workbench, Canosburg, PA, USA). Após importação dos modelos, a condição de carregamento como mordida bilateral isométrica e a magnitude da força aplicada foi de 100N, na região de cantiléver.

Na análise de elementos finitos, três tipos de materiais foram considerados: osso tipo II, titânio grau IV para os implantes, e titânio liga Ti6Al4V-ELI para a barra metálica, componentes Mini Pilar Cônico e parafusos (Tabela 1). As propriedades mecânicas de cada componente utilizado foram definidas baseado na literatura científica e normas (Tabela 1). As propriedades mecânicas necessárias foram módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de cada material, assumindo um comportamento mecânico isotrópico, homogêneo e linear elástico.

Tabela 1 – Propriedades dos materiais incluídos na análise de elementos finitos

Propriedades dos materiais				
Material	Módulo de elasticidade – (MPa) - Rigidez	Limite elástico (MPa)	Coeficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso tipo II	5500	170 (compressão)	0,3	Tada et al. (2003)(7) Almeida et al. (2010)(8)
Titânio grau IV	110000	483 (mínimo)*	0,35	ASTM F 67

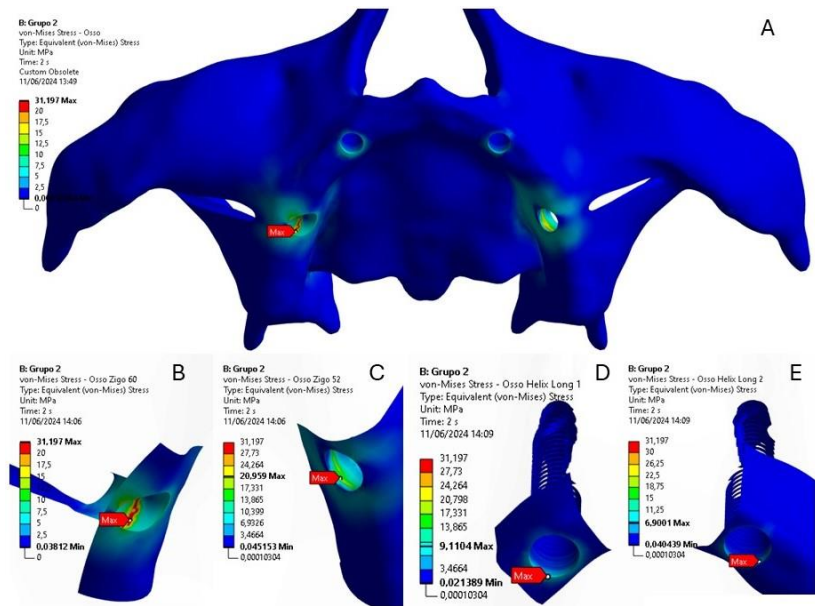
				Menacho-Mendoza et al. (2022)(9)
Ti6Al4V-ELI (titânio liga)	110000	795 (mínimo)*	0,35	ASTM F 163 Zhang & Wang (2023)(10) Wang, Fu & Deng (2015)(11)
Interface				
Materials	Natureza da interface	Coefficiente de atrito	Referências	
Osso x implante	Colado	-	Eskitascioglu et al. (2004)(12)	
Implante x componente protético x parafuso protético x barra protética	Atrito	0,2	Haack et al. (1995)(13) Lang et al. (2003)(14)	

*Valores mínimos definidos em norma. Na prática, as matérias-primas usadas pelos fabricantes podem atingir valores muito maiores.

3 RESULTADOS

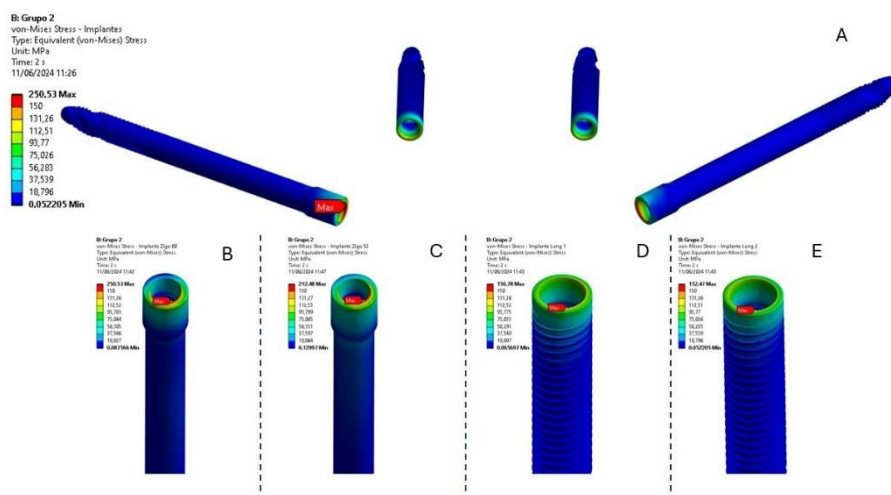
A distribuição de tensão no tecido ósseo atingiu um pico de 31,197 MPa localizada na região de interface com o colar do Implante Zigomático associado ao Mini Pilar Cônico de 60° na posição 16 (Figuras 4A e B). A tensão máxima no tecido ósseo adjacente ao Implante Zigomático associado ao Mini Pilar Cônico de 52° na posição 26 foi de 20.959 MPa (Figura 4C). É possível observar que a tensão máxima no tecido ósseo adjacente aos implantes transnasais (9,110 MPa e 6,900 MPa) foi pelo menos 3 vezes menor do que no adjacente aos implantes zigomáticos, localizadas também na região de interface com o colar do implante (Figuras 4D e E).

Figura 4 – Distribuição de tensões no osso cortical durante o carregamento. As áreas vermelhas significam maiores valores e as azuis, menores. A) Visão palatina da maxila; B) Visão aproximada do implante Zygo-S associado ao Mini Pilar Cônico 60° na posição 16; C) Visão aproximada do implante Zygo-S associado ao Mini Pilar Cônico 52° na posição 26; D) Visão aproximada do implante Helix Long na posição 13; E) Visão aproximada do implante Helix Long na posição 23.



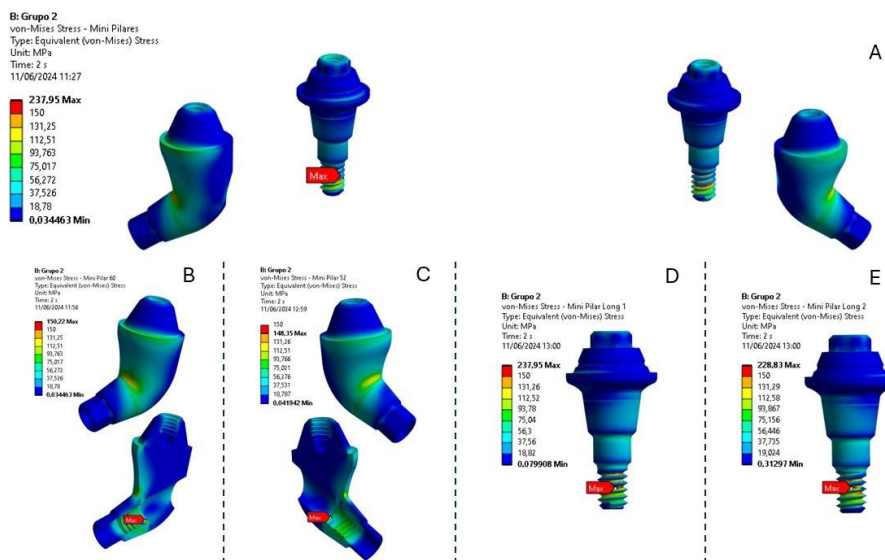
Ao analisar a distribuição de tensões nos implantes do sistema, é possível identificar um pico máximo de tensão de 250,53 MPa localizado na região palatina do cone do Implante Zigomático associado ao Mini Pilar Cônico de 60° na posição 16 (Figuras 5A e B). O Implante Zigomático associado ao Mini Pilar Cônico de 52° na posição 26 apresentou uma tensão máxima inferior (212,48 MPa) ao outro implante zigomático e com tensão máxima na mesma região palatina do cone do implante (Figura 5C). Já as tensões máximas nos implantes transnasais foram similares de 150,78 MPa e 152,47 MPa nos implantes das regiões 13 e 23 respectivamente (Figuras 5D e E).

Figura 5 - Distribuição de tensões nos implantes. As áreas vermelhas significam maiores valores e as azuis, menores. A) Visão geral com todos os implantes em posição de instalação; B) Visão aproximada do implante Zygoma-S associado ao Mini Pilar Cônico 60° na posição 16; C) Visão aproximada do implante Zygoma-S associado ao Mini Pilar Cônico 52° na posição 26; D) Visão aproximada do implante Helix Long na posição 13; E) Visão aproximada do implante Helix Long na posição 23.



A tensão máxima encontrada nos componentes protéticos foi de 237,95 MPa na região da rosca do Mini Pilar Cônico reto associado ao implante transnasal na região 13 (Figuras 6A e D). Tensão similar de 228,83 MPa foi encontrada também na rosca do Mini Pilar Cônico reto associado ao implante transnasal na região 23 (Figura 6E). Com relação aos componentes protéticos associados aos implantes zigomáticos, as tensões máximas foram de 150,22 MPa e 148,34 MPa localizadas na localizadas na região do cotovelo do componente e na região do assentamento do parafuso nos Mini Pilares Cônicos de 60° e 52°, respectivamente (Figuras 6B e C).

Figura 6 - Distribuição de tensões nos componentes protéticos. As áreas vermelhas significam maiores valores e as azuis, menores. A) Visão geral de todos os componentes protéticos em posição de instalação; B) Visão aproximada do Mini Pilar Cônico 60° associado ao implante Zygoma-S na posição 16; C) Visão aproximada do Mini Pilar Cônico 52° associado ao implante Zygoma-S na posição 26; D) Visão aproximada do Mini Pilar Cônico reto associado implante Helix Long na posição 13; E) Visão aproximada do Mini Pilar Cônico reto associado ao implante Helix Long na posição 23.



A distribuição de tensões nos parafusos dos Mini Pilares Cônicos angulados foi similar, sendo ligeiramente maior no parafuso do componente de 60° com tensão máxima de 129,77 MPa (Figura 7). Já com relação aos parafusos protéticos, tensões máximas foram todas na mesma região da interface entre a cabeça do parafuso e o corpo variando de 134,26 a 202,28 MPa (Figura 8).

Figura 7 - Distribuição de tensões nos parafusos dos componentes protéticos angulados. As áreas vermelhas significam maiores valores e as azuis, menores. A) Visão geral de todos os parafusos dos componentes protéticos angulados em posição de instalação; B) Visão aproximada do parafuso do Mini Pilar Cônico reto associado implante Helix Long na posição 13; C) Visão aproximada do parafuso do Mini Pilar Cônico reto associado ao implante Helix Long na posição 23.

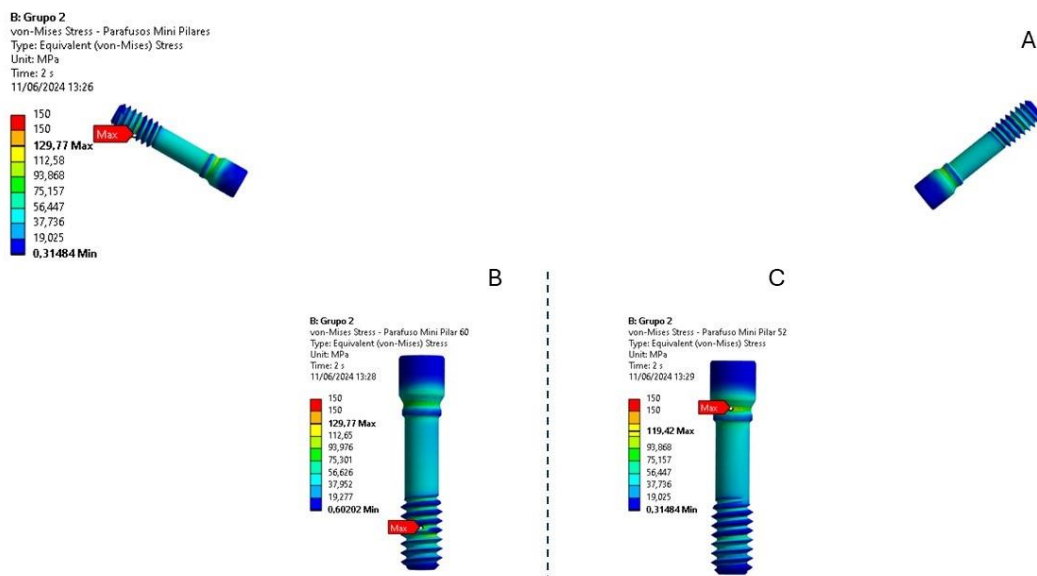
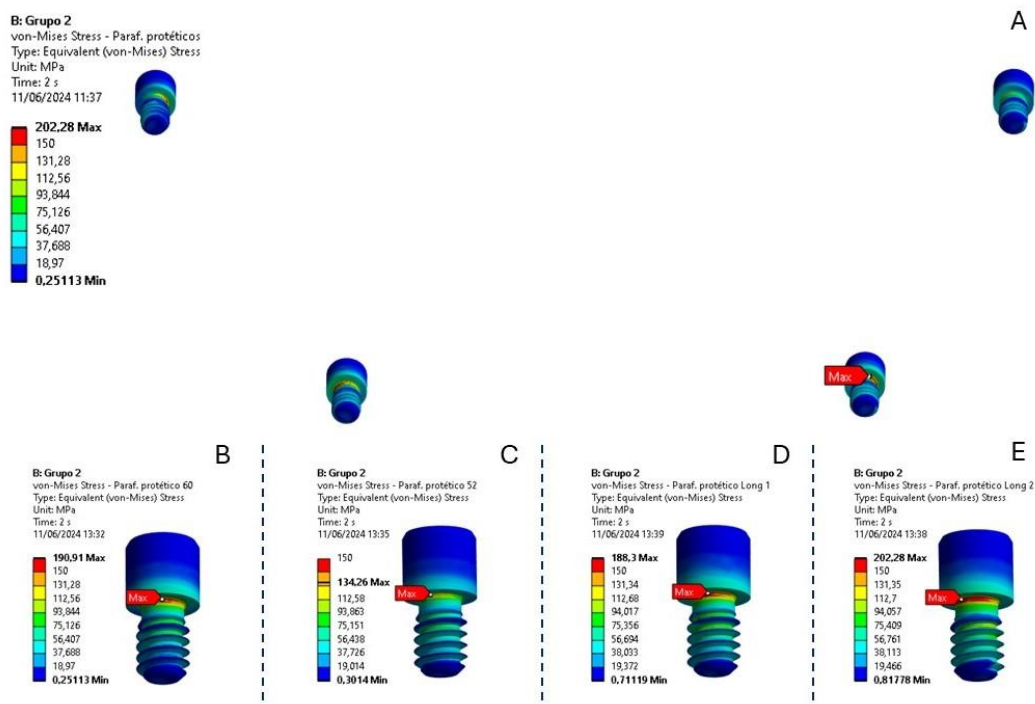
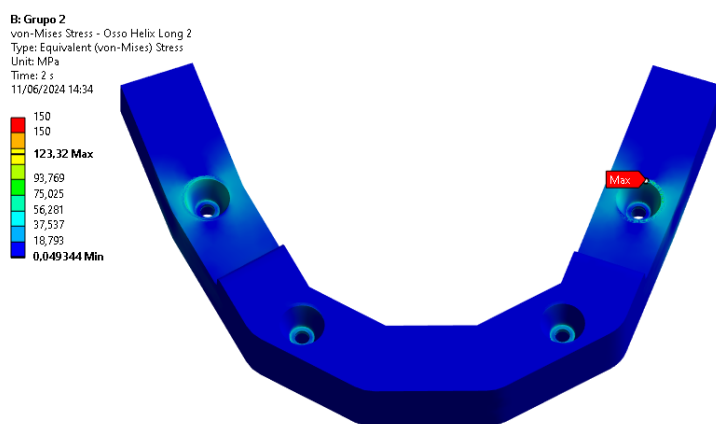


Figura 8 - Distribuição de tensões nos parafusos protéticos. As áreas vermelhas significam maiores valores e as azuis, menores. A) Visão geral com todos os parafusos protéticos em posição de instalação; B) Visão aproximada do parafuso protético associado ao implante Zygoma-S associado ao Mini Pilar Cônico 60° na posição 16; C) Visão aproximada do parafuso protético associado ao implante Zygoma-S associado ao Mini Pilar Cônico 52° na posição 26; D) Visão aproximada do parafuso protético associado ao implante Helix Long na posição 13; E) Visão aproximada do parafuso protético associado ao implante Helix Long na posição 23.



Por fim, as maiores tensões geradas na barra protética estão localizadas na região dos implantes zigomáticos, com valor máximo de 123,32 MPa (Figura 9).

Figura 9 - Distribuição de tensões na barra protética.



Os valores máximos de von Mises em cada elemento do modelo estão descritos na Tabela 2. Maiores valores foram encontrados nos implantes zigomáticos do que nos implantes transnasais. Ao contrário é visto nos componentes protéticos, onde os componentes associados aos implantes

transnasais apresentaram maiores tensões do que os componentes associados aos implantes zigomáticos.

Tabela 2 – Tabela de tensões de von Mises máxima em cada elemento do modelo.

Implante [angulação] [posição]	Tensões (Mpa)					
	Osso	Implante	Componente protético	Parafuso (componente protético)	Parafuso protético	Barra protética
Zigomático [60°] [16]	31,18	250,53	150,22	129,77	190,91	123,32
Zigomático [52°] [26]	20,96	212,48	148,35	119,42	134,26	
Helix Long [0°] [13]	9,11	150,78	237,95	-	188,30	
Helix Long [0°] [23]	6,90	152,47	228,83	-	202,28	

4 DISCUSSÃO

Nesse estudo avaliamos o comportamento mecânico da técnica all-on-4 híbrida associando implantes zigomáticos lisos com implantes extra-longos transnasal através da distribuição de tensões geradas pelo método de elementos finitos. A análise de elementos finitos é um método não invasivo que pode ser realizado sempre que necessário sem custo extra e rapidamente. Quando associado com dados clínicos, ajuda a confirmar a segurança e performance de diferentes técnicas de instalação de implantes dentários.

A técnica de quad-zigoma é uma alternativa para pacientes sem osso suficiente na região anterior para ser tratado pela técnica do all-on-4 híbrido com implantes convencionais. Entretanto, essa técnica é mais arriscada e exige maior experiência do operador. Desta forma, como opção, pode-se utilizar a técnica all-on-4 híbrido com implantes extra-longo com ancoragem transnasal(4). Nesta abordagem, o primeiro passo para a realização da osteotomia transnasal envolve a elevação da mucosa nasal das paredes nasal distal e inferior, utilizando curetas específicas para seios paranasais. A perfuração é realizada somente após identificar com precisão a posição da concha nasal inferior e a crista conchal da maxila, que definem o local do ápice do implante transnasal. Durante todo o processo, a mucosa nasal é cuidadosamente resguardada por meio de descoladores periostais ou curetas sinusais, garantindo que as brocas não causem danos ao tecido(3).

Para facilitar o planejamento da reabilitação de maxilas atroficas, estudos dividem teoricamente a maxila em regiões para facilitar a visualização das estruturas anatômicas e uma dessas regiões é conhecida como “ponto Z”. Esse “ponto Z” é a região entre a parede lateral da cavidade nasal e a parede medial do seio maxilar, no nível da concha nasal inferior. Os implantes extra-longos podem ser ancorados nessa região desde que exista um mínimo de 3 mm de osso para a ancoragem.

Além disso, é necessária uma altura mínima de osso de 4 mm entre o rebordo alveolar da maxila e a cavidade nasal para garantir estabilidade primária suficiente para carga imediata. Esta técnica deve ser evitada em pacientes com fossa nasal muito volumosa no sentido látero-lateral (15).

A técnica ainda não é muito difundida na literatura, mas alguns casos clínicos demonstrando a viabilidade e segurança da técnica já foram publicados. Nunes et al. (2024) tratou três pacientes com a técnica all-on-4 híbrida usando dois implantes zigomáticos e dois implantes extra-longos com ancoragem transnasal. A sobrevivência dos implantes foi de 100%. Não ocorreu nenhuma complicação biológica e somente uma coroa de acrílico fraturou em uma prótese temporária. Em outros dois relatos de caso o mesmo procedimento foi realizado sem complicações(15,16). Um estudo de análise de elementos finitos avaliando essa técnica pode complementar o entendimento da mecânica envolvida. Diante disso, Almeida et al. (2021)(16) sugeriu a realização de estudos de análise de elementos finitos com o propósito de analisar as tensões geradas pelos implantes transnasais extralongos nos tecidos ósseos adjacentes, componentes protéticos e parafusos protéticos.

No presente estudo, as tensões máximas encontradas em cada elemento do modelo avaliado, não excedem o limite de resistência dos materiais que é de 170 MPa para o tipo de osso estudado, 483 MPa para o titânio grau 4 e 795 MPa para titânio liga, de acordo com a tabela 1 citada anteriormente. Indicando que o sistema resiste às tensões aplicadas sobre ele.

As tensões maiores encontradas nos implantes zigomáticos podem ser explicadas pela aplicação de forças no cantiléver. Neste estudo foram aplicados 100N de força bilateralmente no cantiléver. Essa aplicação gera um movimento de alavanca que comprime os implantes posteriores (zigomáticos) e tensiona os anteriores (implantes longos), desta forma, a distribuição de tensões no implante zigomático é mais expressiva. Além disso, pode ser observada uma maior distribuição de tensões na região palatina dos implantes zigomáticos. Em implantes inclinados, as forças oclusais incidem paralelamente, aumentando as tensões laterais e o momento de(17) levando a uma concentração de tensão na região palatina do implante, enquanto em implantes retos, como o transnasais, a tensões se distribuem uniformemente na região do cone do implante.

É possível observar que as tensões foram maiores nos componentes protéticos associados aos implantes transnasais. Como o braço de alavanca gerado pelo cantiveler traciona os implantes transnasais, a região da rosca do componente protético sofre maior esforço para manutenção da conexão componente-implante. Desta forma, as tensões máximas nos componentes protéticos dos implantes transnasais são mais expressivas do que as tensões dos componentes associados aos implantes zigomáticos. Já a distribuição de tensões foi similar entre os componentes protéticos de 52 e 60° e as tensões mais elevadas localizaram-se na região do cotovelo do componente e na região do

assentamento do parafuso. Essa tensão mais elevada na região do assentamento do parafuso se deve à pré-carga que estes parafusos recebem com a aplicação de torque na instalação e na região do cotovelo é devido à mudança brusca de geometria.

As limitações desse estudo são as mesmas de qualquer estudo de elementos finitos, não mimetizar 100% o que acontece na prática clínica. Os autores recomendam que estudos clínicos sejam realizados para comprovar a segurança e desempenho da técnica all-on-4 híbrido utilizando implantes zigomáticos e implantes extra-longos com ancoragem transnasal. Adicionalmente, neste estudo não foram consideradas as forças oblíquas provenientes dos movimentos laterais durante a mastigação.

5 CONCLUSÃO

O presente estudo revelou que a reabilitação de maxilas severamente atroficas pela técnica all-on-4 híbrida utilizando dois implantes zigomáticos e dois implantes extra-longos com ancoragem transnasal é biomecanicamente favorável e confiável. Adicionalmente, as tensões máximas encontradas em cada elemento do modelo avaliado, não excedem o limite de resistência dos materiais, indicando que o sistema resiste às tensões aplicadas sobre ele.

REFERÊNCIAS

- Ali SA, Karthigeyan S, Deivanai M, Kumar A. Implant rehabilitation for atrophic maxilla: a review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14:196–207.
- Andre A, Dym H. Zygomatic implants: a review of a treatment alternative for the severely atrophic maxilla. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2021;29(2):163–72.
- Şahin O. Treatment of severely atrophic maxilla by using zygomatic, pterygoid, and transnasal implants. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2024;35(2):e145–6.
- Nunes M, de Araújo Nobre M, Camargo V. All-on-4 Hybrid with Extra-Long Transnasal Implants: Descriptions of the Technique and Short-Term Outcomes in Three Cases. *J Clin Med*. 2024;13(11):3348.
- Zupancic Cepic L, Frank M, Reisinger A, Pahr D, Zechner W, Schedle A. Biomechanical finite element analysis of short-implant-supported, 3-unit, fixed CAD/CAM prostheses in the posterior mandible. *Int J Implant Dent*. 2022;8(1):8.
- Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(6).
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3).
- De Almeida EO, Rocha EP, Freitas Jr AC, Martin Jr M. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(6).
- Menacho-Mendoza E, Cedamanos-Cuenca R, Díaz-Suyo A. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis. *Saudi Dent J*. 2022;34(7):579–84.
- Zhang C, Wang Y. Biomechanical Analysis of Axial Gradient Porous Dental Implants: A Finite Element Analysis. *J Funct Biomater*. 2023;14(12):557.
- Wang C, Fu G, Deng F. Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations. *J Dent Sci*. 2015;10(2):190–200.
- Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144–50.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529–36.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):539–46.

Oh S, Zelig D, Aalam AA, Kurtzman GM. Case report: utilization of Z-Point fixture “Trans-nasal” implants. *Annals of Medicine and Surgery*. 2023;85(5):1959–65.

Almeida PHT, Cacciacane SH, Junior AA. Extra-long transnasal implants as alternative for Quad Zygoma: Case report. *Annals of Medicine and Surgery*. 2021;68:102635.

Duan Y, Chandran R, Cherry D. Influence of Alveolar Bone Defects on the Stress Distribution in Quad Zygomatic Implant-Supported Maxillary Prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(3).