



José Luis Zaravia Quispe

**Reabilitação de Arco Total Superior Atrófico com Implantes zigomáticos e
Implantes Curtos: Análise de Elementos Finitos**

CURITIBA
2025

José Luis Zaravia Quispe

Reabilitação de Arco Total Superior Atrófico com Implantes zigomáticos e
Implantes Curtos: Análise de Elementos Finitos

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO
como parte dos requisitos para obtenção de
título de Mestre em Odontologia com área de
concentração em Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques
Padovan

Co-orientador: Prof. Dr. Erton Massamitsu
Miyasawa

CURITIBA
2025

José Luis Zaravia Quispe

Reabilitação de Arco Total Superior Atrófico com Implantes zigomáticos e Implantes Curtos:
Análise de Elementos Finitos

Presidente da Banca Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas
Prof. Dr. Erton Massamitsu Miyasawa

Aprovada em: 16/12/2025

Agradecimientos

Agradecimientos

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a la institución que me brindó la oportunidad de realizar este máster, así como a todos los profesores que contribuyeron con sus conocimientos y experiencia al desarrollo de este trabajo.

A mi director de tesis Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, por su orientación, paciencia y apoyo constante durante todas las etapas de esta investigación.

Al Dr. Erton Miyasawa por su dedicación, tiempo para conmigo y ser más que un Maestro para mí.

A mis compañeros de clase, por el compañerismo y las enriquecedoras discusiones que compartimos.

Y por siempre a mis padres, a mis hermanos, a mis sobrinas y amigos, por su amor, comprensión y ánimo incondicional que me acompañaron a lo largo de este camino académico.

1. Artigo científico 1 (Times New Roman 14)

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico
Colocar o nome da revista

REABILITAÇÃO DE ARCO TOTAL SUPERIOR ATRÓFICO COM IMPLANTES ZIGOMÁTICOS E IMPLANTES CURTOS: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

José Luis Zaravia Quispe¹
Erton Massamitsu Miyasawa²
Luis Eduardo Marques Padovan³

¹ Aluno do Mestrado em Implantodontia do Programa de Pós Graduação da Faculdade Ilapeo

² Professor do Programa de Pós Graduação da Faculdade Ilapeo

³ Coordenador e Professor do Programa de Pós Graduação da Faculdade Ilapeo

RESUMO

A reabilitação de maxilas atróficas representa um desafio clínico devido à limitada disponibilidade óssea para a instalação de implantes convencionais. Entre as alternativas, destacam-se os implantes curtos, indicados para áreas com altura óssea reduzida, e os implantes zigomáticos, que possibilitam ancoragem em regiões extra-maxilares de maior densidade. A associação dessas duas abordagens surge como uma estratégia promissora para o restabelecimento funcional e estético em situações de elevada complexidade. O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da análise tridimensional por elementos finitos, a distribuição das tensões em um modelo de maxila atrófica reabilitado com prótese fixa implantossuportada, utilizando implantes curtos posicionados em incisivos e caninos e implantes zigomáticos ancorados na região de segundos pré-molares. Para isso, foi desenvolvido um modelo tridimensional da maxila atrófica a partir de reconstruções em softwares de modelagem (Meshmixer®, Autodesk Inventor® e Space Claim®). A malha final apresentou 2.417.162 nós e 1.568.854 elementos, valores considerados adequados para garantir a precisão da análise. As propriedades mecânicas atribuídas aos materiais seguiram a literatura prévia, considerando o osso como isotrópico, homogêneo e linearmente elástico, com limite elástico de 170 MPa para o osso tipo II. A simulação contemplou a aplicação de uma carga estática de 100 N bilateralmente sobre os cantilevers na região dos primeiros molares, representando uma condição funcional de carga mastigatória. Os resultados demonstraram que os implantes zigomáticos concentraram as maiores tensões nos próprios implantes (252,33 MPa e 216,4 MPa), enquanto os implantes curtos apresentaram valores significativamente menores (94–110 MPa). No tecido ósseo, as tensões máximas ao redor dos zigomáticos atingiram 30,13 MPa, contrastando com valores entre 3,5 e 11,25 MPa próximos aos implantes curtos, permanecendo abaixo do limite elástico do osso tipo II. Os componentes intermediários apresentaram tensões entre 147 e 177 MPa, e os parafusos protéticos atingiram até 207 MPa, destacando-se como pontos críticos potenciais de falha

mecânica. A barra protética mostrou tensão máxima de 117,97 MPa, confirmando seu papel na dissipação equilibrada das cargas entre os implantes. Conclui-se que a associação de implantes curtos em região anterior e implantes zigomáticos em região posterior constitui uma alternativa biomecanicamente eficiente para a reabilitação de maxilas severamente atroficas, promovendo dissipação homogênea das cargas mastigatórias, evitando enxertos ósseos extensos e ampliando a previsibilidade do tratamento.

ABSTRACT

The rehabilitation of atrophic maxillae remains a clinical challenge due to the limited availability of bone for the placement of conventional implants. Among the alternatives, short implants are indicated for areas with reduced bone height, while zygomatic implants allow anchorage in extra-maxillary regions of higher density. The combination of these two approaches emerges as a promising strategy for functional and esthetic restoration in highly complex situations. The aim of this study was to evaluate, through three-dimensional finite element analysis, the stress distribution in a model of an atrophic maxilla rehabilitated with a fixed implant-supported prosthesis, using short implants placed in the incisor and canine regions and zygomatic implants anchored in the second premolar region. A three-dimensional model of the atrophic maxilla was developed using modeling software (Meshmixer®, Autodesk Inventor®, and Space Claim®). The final mesh consisted of 2,417,162 nodes and 1,568,854 elements, values considered adequate to ensure analysis accuracy. Mechanical properties of the materials were defined according to previous literature, considering bone as isotropic, homogeneous, and linearly elastic, with a yield strength of 170 MPa for type II bone. A static load of 100 N was bilaterally applied on the cantilevers in the first molar region, simulating functional masticatory loading conditions. The results showed that zygomatic implants exhibited the highest stress values within the implants themselves (252.33 MPa and 216.4 MPa), while short implants presented significantly lower values (94–110 MPa). In the surrounding bone, maximum stresses reached 30.13 MPa near the zygomatic implants and ranged from 3.5 to 11.25 MPa around the short implants, remaining well below the yield strength of type II bone. Intermediate components presented stress values between 147 and 177 MPa, and prosthetic screws reached up to 207 MPa, highlighting them as potential critical points of mechanical failure. The prosthetic bar showed a maximum stress of 117.97 MPa, confirming its role in dissipating loads evenly among the implants. In conclusion, the combined use of short implants in the anterior region and zygomatic implants in the posterior region represents a biomechanically efficient alternative for the rehabilitation of severely atrophic maxillae, promoting a more homogeneous distribution of masticatory loads, avoiding extensive bone grafting, and increasing treatment predictability.

INTRODUÇÃO

A reabilitação de maxilas atroficas severas permanece como um dos maiores desafios da implantodontia, principalmente pela limitação de volume ósseo disponível para a instalação de implantes convencionais. Tradicionalmente, técnicas de enxertos ósseos, como elevação de seio maxilar e reconstruções com blocos, têm sido empregadas com o objetivo de restabelecer

o arcabouço anatômico, porém essas abordagens estão associadas a maior morbidade cirúrgica, custos elevados, tempo de tratamento prolongado e risco aumentado de complicações.¹ Nesse contexto, alternativas menos invasivas e de maior previsibilidade vêm ganhando destaque. Entre elas, destacam-se os implantes curtos, que permitem a utilização de regiões com altura óssea reduzida sem a necessidade de enxertos, e os implantes zigomáticos, que promovem ancoragem em áreas extra-maxilares de elevada densidade e qualidade óssea, proporcionando suporte adequado mesmo em situações de reabsorção severa.²⁻⁴

Embora essas abordagens sejam frequentemente estudadas de forma isolada, a associação de implantes curtos e zigomáticos surge como uma alternativa promissora para reabilitações de arco total em maxilas atróficas. Nesse contexto, implantes curtos podem ser utilizados em regiões anteriores (incisivos e caninos), proporcionando suporte na área estética e funcional frontal, enquanto os implantes zigomáticos, posicionados na região de segundos pré-molares, oferecem ancoragem posterior e estabilidade biomecânica. Essa combinação possibilita a distribuição mais equilibrada das cargas mastigatórias ao longo do arco, reduzindo a necessidade de enxertos ósseos extensos e potencializando a previsibilidade clínica.

Métodos de análise biomecânica, como a técnica de elementos finitos, tornam-se essenciais para compreender o comportamento estrutural dessa configuração híbrida de reabilitação, permitindo avaliar a dissipação de tensões entre implantes, componentes protéticos e tecido ósseo.⁵ Assim, o presente estudo teve como objetivo investigar, por meio da simulação tridimensional de elementos finitos, a performance biomecânica da associação de implantes curtos em região anterior e zigomáticos em região posterior, em um modelo de maxila atrófica reabilitado com prótese fixa implantossuportada.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para esta análise tridimensional de elementos finitos, utilizou-se um modelo de maxila atrofica, editado digitalmente em softwares específicos (Meshmixer®, Autodesk Inventor® e SpaceClaim®) a fim de adequar sua anatomia para a simulação. O modelo final apresentou uma malha composta por 2.417.162 nós e 1.568.854 elementos. (Figura 1).

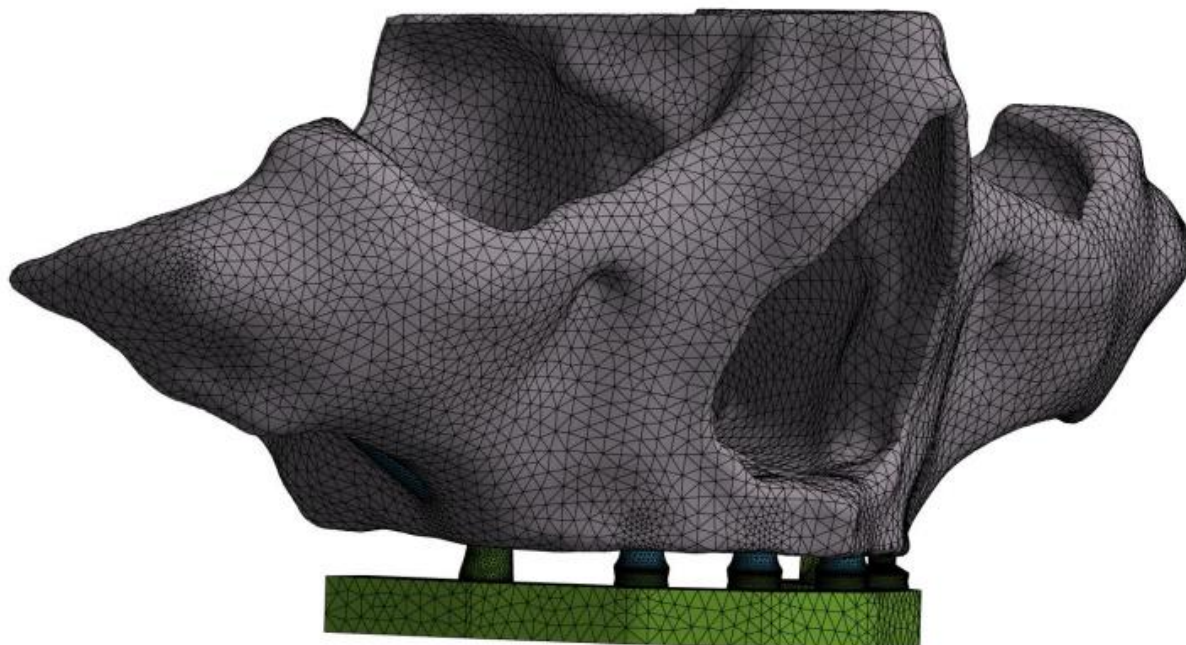


Figura 1- Malha do modelo tridimensional da maxila atrofica e os componentes da reabilitação: tecido ósseo, implantes, mini pilares e infraestrutura metálica (2.417.162 nós e 1.568.854 elementos)

A técnica de instalação e posicionamento dos implantes zigomáticos utilizada nessa simulação foi a técnica da canaleta sinusal, preconizada por Stella & Warner em 2000⁶, que é uma modificação da técnica tradicional de Branemark (1998)⁷. Nesta técnica, o implante é posicionado mais verticalmente, melhorando a sua emergência e minimizando a sua presença dentro do seio maxilar (Figura 2).

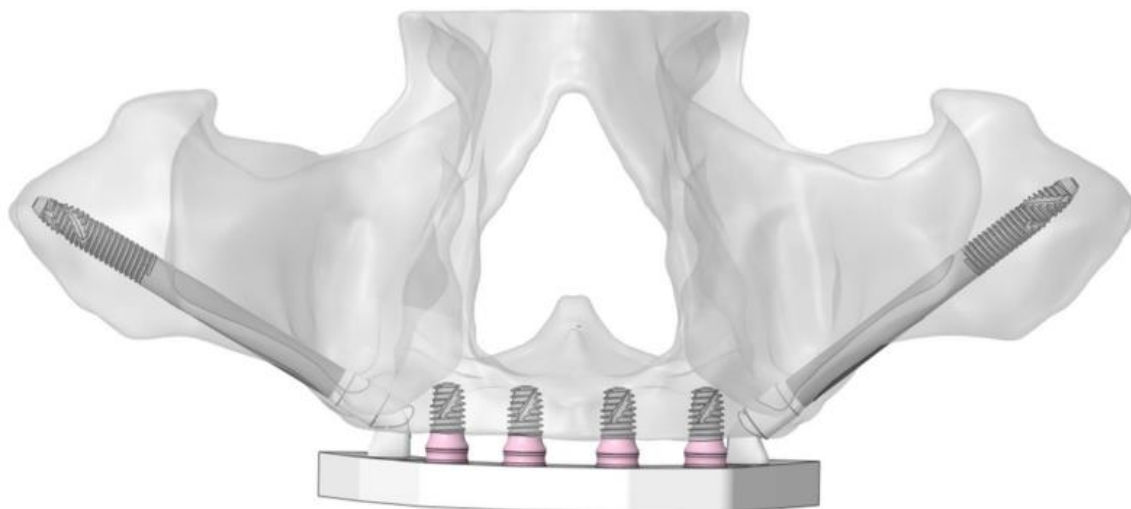


Figura 2 - Distribuição dos implantes no modelo tridimensional

Foram utilizados implantes zigomáticos de corpo liso (**Zygoma-S GM, Neodent, Curitiba, Brasil**) de **3,75 x 45mm** posicionados na região de segundo pré molares superiores e **mini pilares angulados 60 e 52 graus (Neodent, Curitiba, Brasil)** com altura de transmucoso de 1,5mm na região dos dentes 16 e 26, respectivamente.

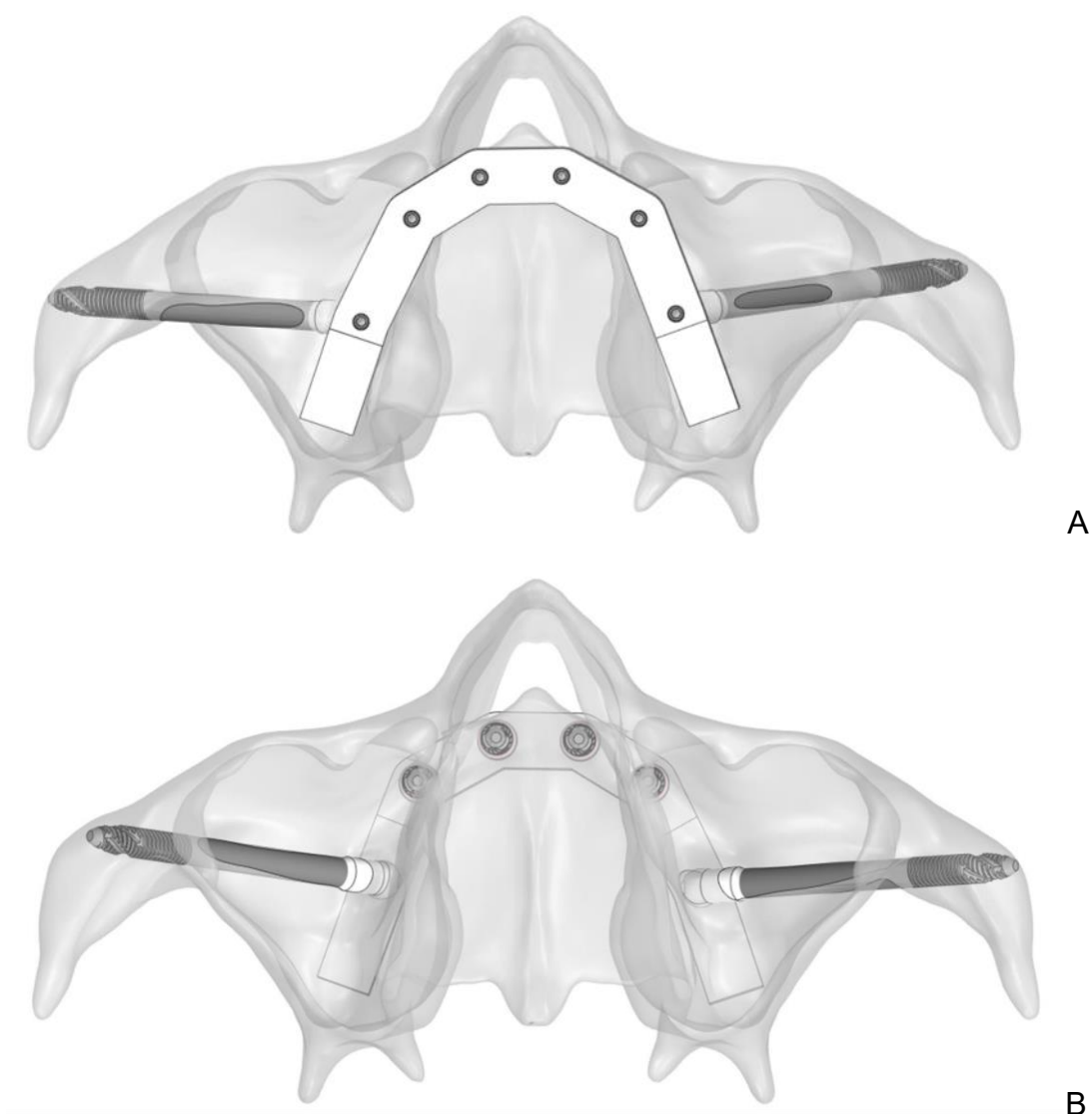


Figura 3 – A-B Vista oclusal da distribuição dos implantes na reabilitação da maxila atrófica

Na região da maxila anterior, para compor o restante da reabilitação, foram utilizados quatro implantes curtos **4.0 x 5.5mm da linha Helix Short (Neodent, Curitiba, Brasil)**, associados a **mini pilares retos de 1,5mm de transmucoso (Neodent, Curitiba, Brasil)**.

Sobre os mini pilares foi modelado uma infraestrutura metálica com 12 mm de cantiléver.

Para a simulação a carga mastigatória, adotou-se a aplicação de uma carga axial estática de 100 N, bilateralmente, sobre a infraestrutura metálica na região correspondente aos primeiros molares. Essa condição de carregamento foi estabelecida de forma a reproduzir, de

maneira padronizada, forças fisiológicas durante a função mastigatória, possibilitando a análise comparativa do comportamento biomecânico do conjunto protético.⁸ A partir desse modelo, investigou-se a dissipação e a concentração das tensões geradas em todos os componentes do sistema reabilitador, incluindo o tecido ósseo adjacente, os implantes zigomáticos e curtos, os mini pilares, os parafusos de retenção e a própria infraestrutura metálica, permitindo uma compreensão mais abrangente da resposta estrutural da reabilitação em maxilares atróficos (Figura 4).

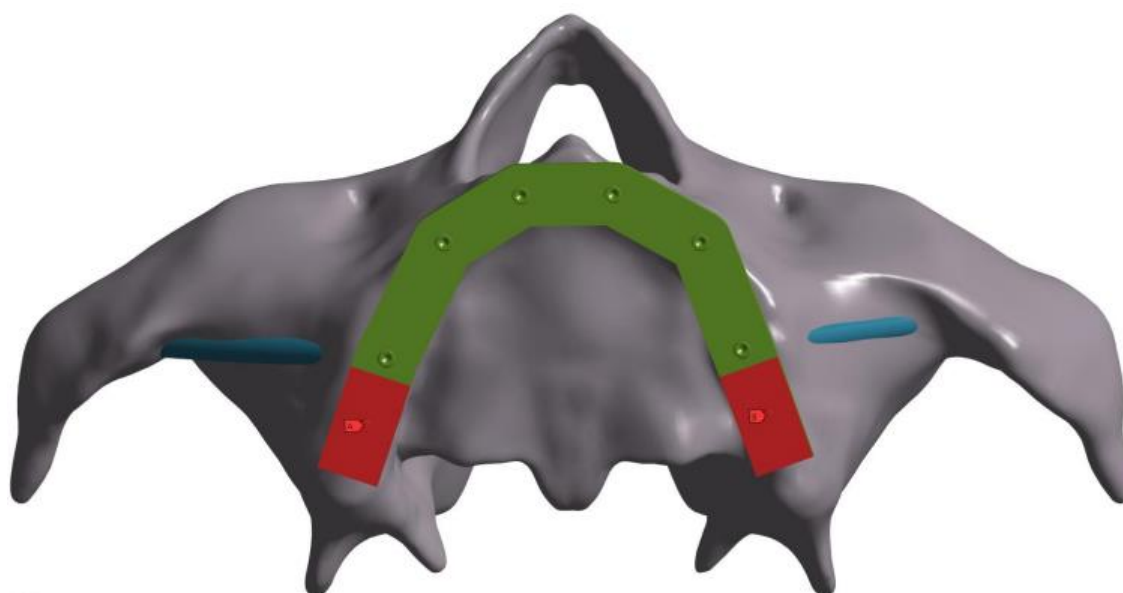


Figura 4- Área de aplicação da força axial de 100N na região de primeiros molares, bilateralmente

No presente modelo de análise por elementos finitos, o tecido ósseo da maxila foi considerado isotrópico, linearmente elástico e homogêneo. Essa simplificação, amplamente adotada em estudos biomecânicos, visa padronizar a avaliação das tensões e deformações, permitindo a comparação entre diferentes condições de reabilitação implantossuportada. Embora tais premissas não representem integralmente a complexidade estrutural e a heterogeneidade do osso humano, elas fornecem uma aproximação válida para a análise computacional inicial, garantindo reprodutibilidade e confiabilidade nos resultados obtidos. As

características físicas utilizadas nos elementos da reabilitação estão descritas na tabela abaixo (Tabela 1).

Tabela 1- Características físicas dos componentes da reabilitação

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Limite elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso tipo II	5500	170 (compressão)	0,3	Tada et al. (2003) ⁹ , Almeida et al. (2010) ¹⁰
Titânio Grau IV Implantes	110000	483 (mínimo)*	0,35	ASTM F 67, Menacho-Mendoza et al. (2022) ¹¹
Ti6Al4V-ELI Componentes e parafusos	110000	795 (mínimo)*	0,35	ASTM F 163, Zhang & Wang (2023) ¹² , Wang et al. (2015) ¹³
*Valores mínimos definidos em norma, na prática os fabricantes podem atingir valores muito superiores				
Interface				
Materiais	Natureza da interface	Coefficiente de atrito	Referências	
Osso x Implante	Colado	-	Eskitascioglu et al. (2004) ¹⁴	
Implante x Componente protético x Parafuso	Atrito	0,2	Haack et al. (1995) ¹⁵ Lang et al. (2003) ¹⁶	

RESULTADOS

A análise por elementos finitos possibilitou avaliar a distribuição das tensões geradas nos diferentes componentes da reabilitação. Para cada estrutura, o nó de maior intensidade foi selecionado, permitindo identificar os valores máximos de tensão segundo os critérios de von Mises, tração e compressão. O software forneceu os resultados em diagramas cromáticos graduais, construídos a partir das escalas de faixa, cor e magnitude, o que permitiu tanto a quantificação dos valores quanto a interpretação qualitativa das regiões de maior concentração de tensões. Nas representações de von Mises e tração, as áreas em vermelho corresponderam às regiões de maior intensidade, enquanto a redução das tensões foi indicada pela transição para as cores verde e azul. (Figura 5)

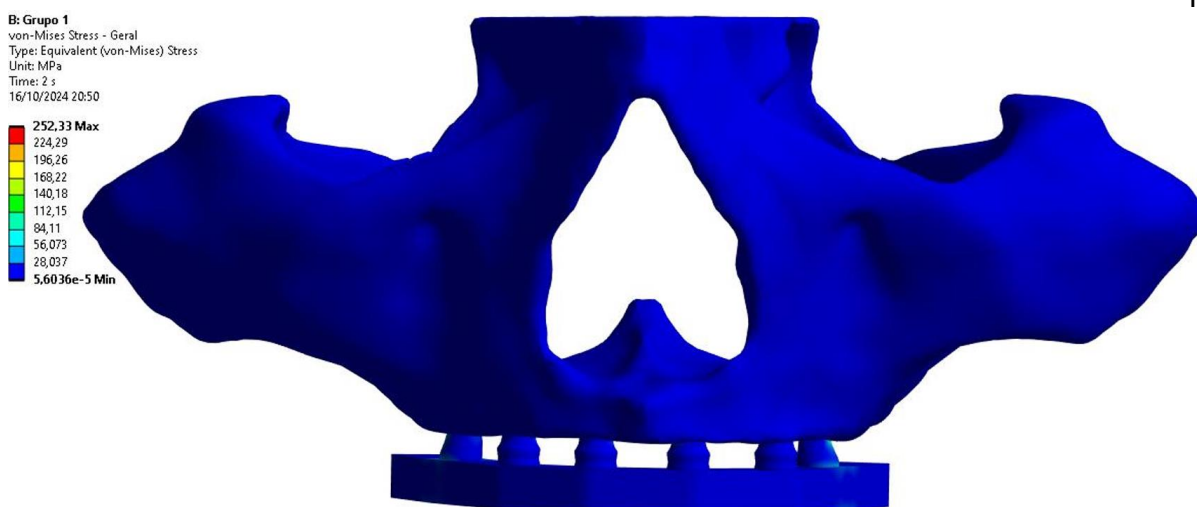


Figura 5- Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) no modelo tridimensional da maxila, sob aplicação de força axial bilateral de 100 N. As regiões em azul indicam áreas de menor concentração de tensões, enquanto as regiões em vermelho representam as maiores tensões, com valor máximo de 252,33 MPa. Observa-se a dissipação das tensões no conjunto osso-implante sob a condição de carregamento simulada.

Os implantes zigomáticos de corpo liso, associados a mini pilares de 60° e 52°, apresentaram valores mais elevados de tensão nos implantes (252,33 MPa e 216,4 MPa, respectivamente), muito acima daqueles observados nos implantes curtos, que variaram entre 94 e 110 MPa. Esse comportamento sugere que, embora os zigomáticos sejam fundamentais em maxilas atroficas por fornecerem ancoragem em áreas de maior qualidade óssea, eles concentram maiores tensões no próprio implante e nos componentes, o que pode aumentar o risco de fadiga mecânica a longo prazo.

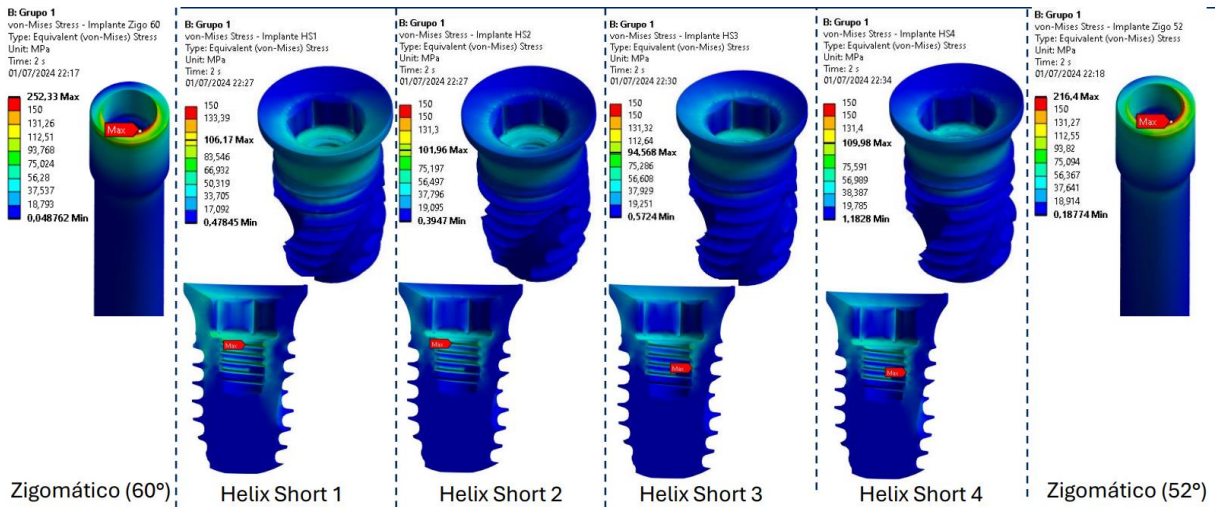
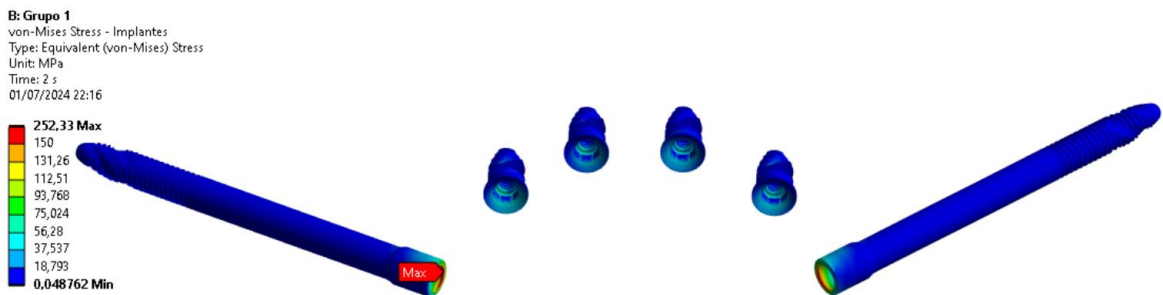
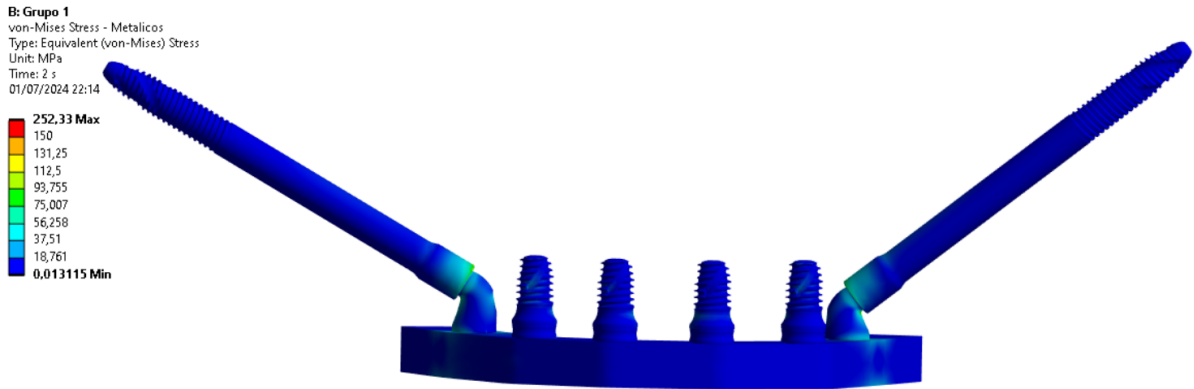


Figura 6- Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) nos **implantes**, sob aplicação de força axial bilateral de 100 N. São representados os implantes zigomáticos (60° e 52°) e os implantes curtos Helix Short 1 a 4. As regiões em vermelho indicam as áreas de maior concentração de tensões, enquanto as regiões em azul indicam as menores tensões. Observa-se que as maiores tensões concentram-se na porção cervical dos implantes, especialmente nos modelos zigomáticos

No tecido ósseo, as tensões também foram mais elevadas ao redor dos implantes zigomáticos (30,13 e 21,29 MPa) em comparação com os implantes curtos (3,5–11,25 MPa). Apesar de mais altas, essas tensões permanecem bem abaixo do limite elástico do osso tipo II,

estimado em aproximadamente 170 MPa, o que indica ausência de risco imediato de falha óssea. Essa diferença demonstra que os implantes zigomáticos transferem maior carga diretamente ao osso em sua região de ancoragem, enquanto os curtos promovem uma distribuição mais suave das tensões.

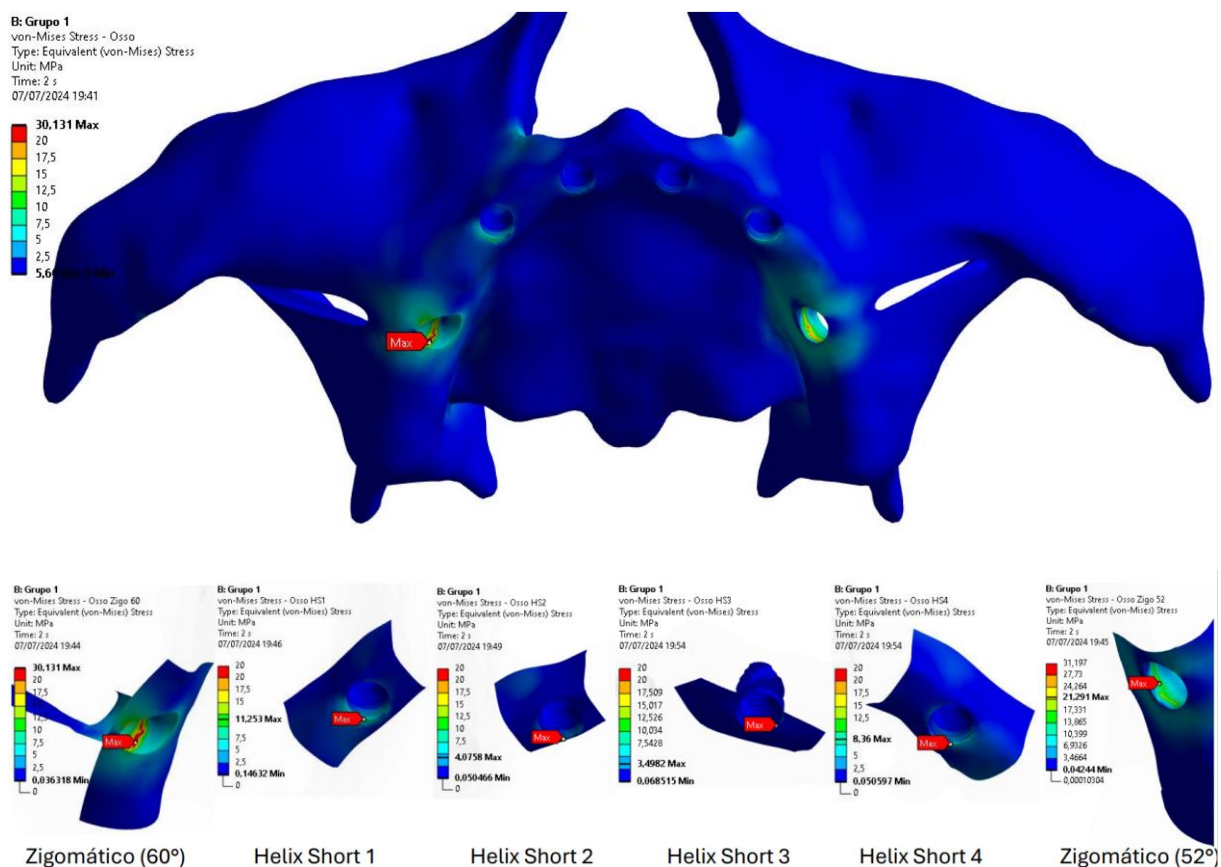


Figura 7-Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) no **tecido ósseo**, sob aplicação de força axial bilateral de 100 N. As regiões em azul indicam áreas de menor concentração de tensões, enquanto as regiões em tons de verde e vermelho representam as maiores tensões, com valor máximo de 30,13 MPa. Observa-se que as tensões concentram-se principalmente nas regiões de contato entre os implantes e o osso zigomático.

Em relação aos componentes intermediários, os dois grupos apresentaram valores relativamente próximos, variando entre 147 e 177 MPa, sugerindo que essa estrutura recebe carga significativa independentemente do tipo de implante utilizado.

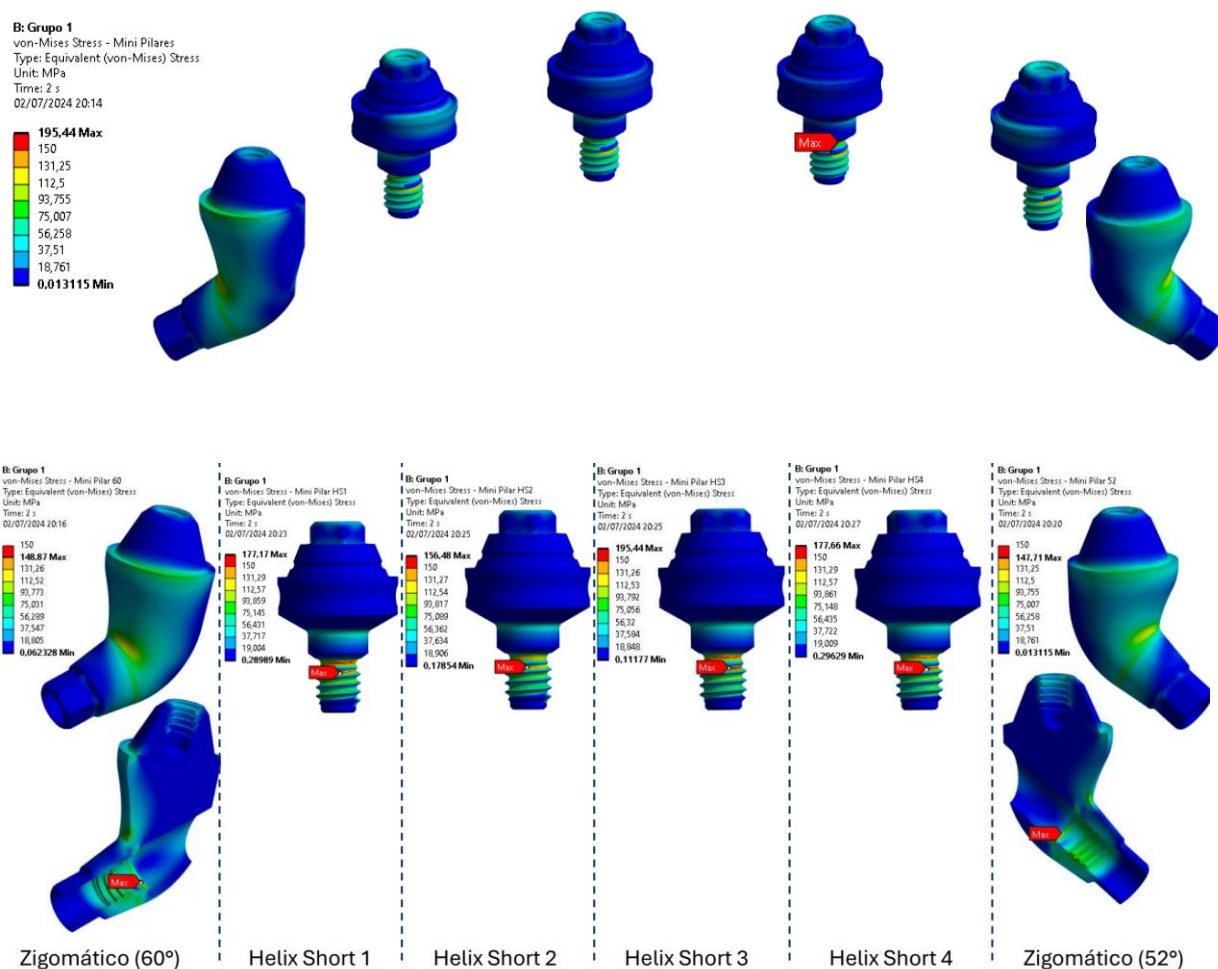
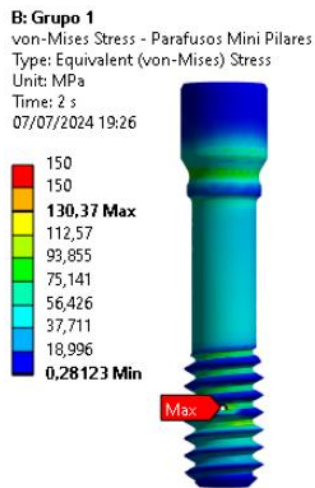
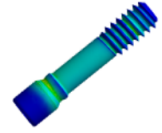
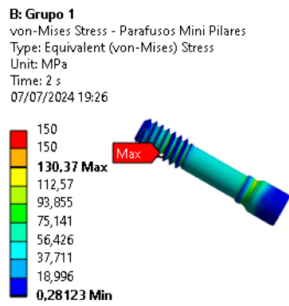
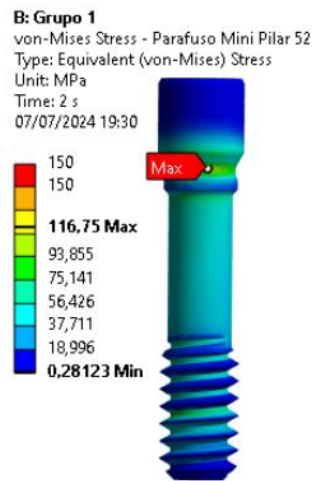


Figura 8- Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) nos **mini pilares**, sob aplicação de força axial bilateral de 100 N. As regiões em azul representam áreas de menor concentração de tensões, enquanto as regiões em tons de amarelo e vermelho indicam as maiores tensões, com valor máximo de 195,44 MPa. Observa-se maior concentração de tensões na porção cervical dos mini pilares centrais.

Entretanto, nos parafusos protéticos, as tensões atingiram valores expressivos, chegando a 207 MPa em um dos implantes curtos. Esse resultado indica que os parafusos configuram pontos críticos da reabilitação, com potencial risco de afrouxamento ou fratura. Nos zigomáticos, destacam-se ainda os parafusos de componente, que registraram tensões consideráveis, entre 116 e 130 MPa.



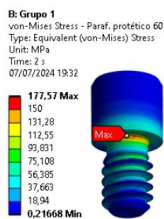
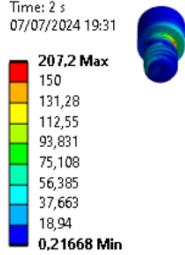
Paraf. MP 60°



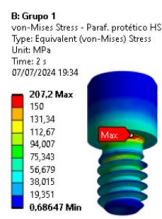
Paraf. MP 52°

Figura 9-Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) nos parafusos dos mini pilares, sob aplicação de força axial bilateral de 100 N. À esquerda, o parafuso do mini pilar inclinado a 60° apresentou tensão máxima de 130,37 MPa; à direita, o parafuso do mini pilar inclinado a 52° apresentou tensão máxima de 116,75 MPa. Observa-se concentração de tensões principalmente na região cervical dos parafusos.

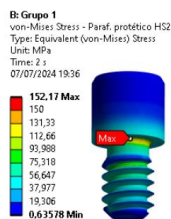
B: Grupo 1
 von-Mises Stress - Paraf. protéticos
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2 s
 07/07/2024 19:31



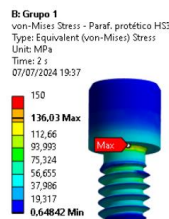
Mini Pilar 60°



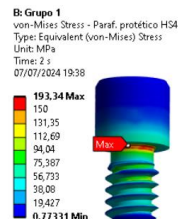
Mini Pilar HS1



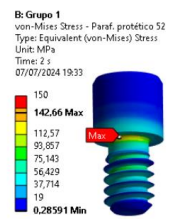
Mini Pilar HS2



Mini Pilar HS3



Mini Pilar HS4



Mini Pilar 52°

Figura 10- Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) nos **parafusos protéticos**, sob aplicação de **força axial bilateral de 100 N**. As regiões em azul indicam menores concentrações de tensões, enquanto as regiões em tons de amarelo e vermelho representam as maiores, com valor máximo de **207,2 MPa**. Observa-se maior concentração de tensões na região superior dos parafusos protéticos.

Por fim, a barra protética apresentou tensão de 117,97 MPa, valor expressivo, mas distribuído de maneira equilibrada, sugerindo sua função importante na dissipação das cargas entre os implantes e na redução de sobrecargas localizadas em regiões específicas do conjunto reabilitador.

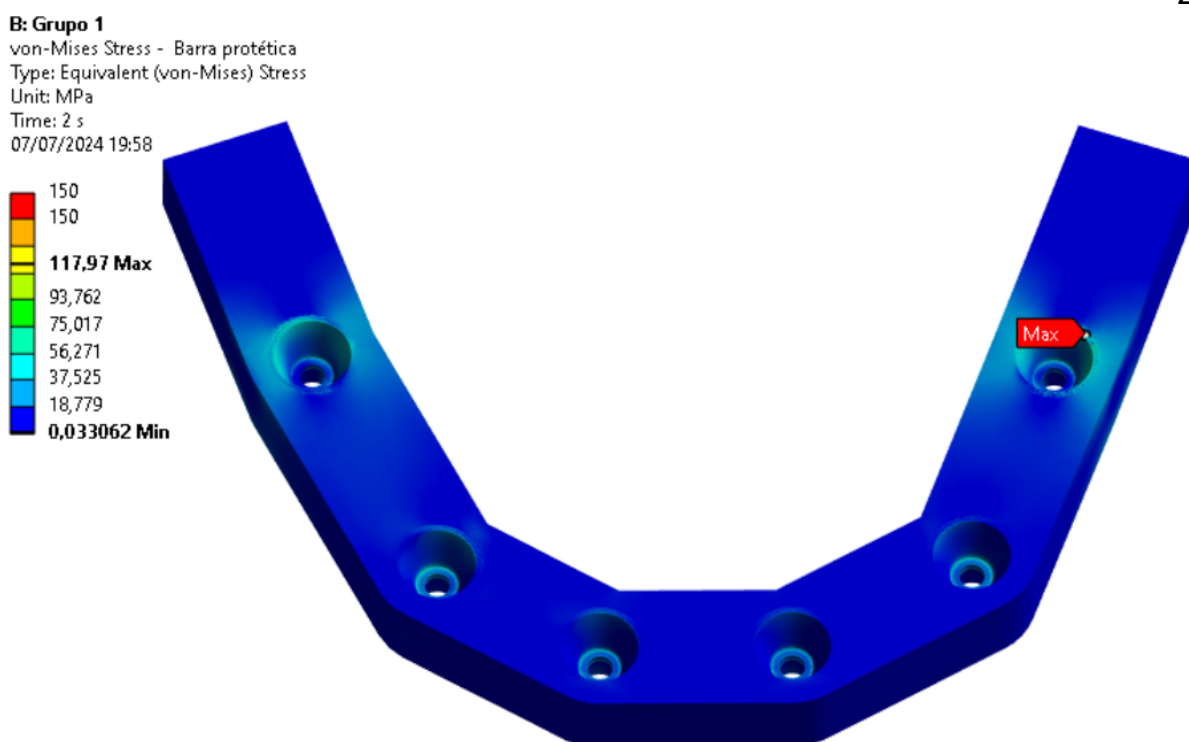


Figura 11-Distribuição das tensões equivalentes de von Mises (MPa) na **barra protética**, sob aplicação de **força axial bilateral de 100 N**. As regiões em azul indicam menores concentrações de tensões, enquanto as regiões em tons de verde, amarelo e vermelho indicam as maiores, com valor máximo de **117,97 MPa**. Observa-se maior concentração de tensões na região do parafuso terminal direito da barra.

Tabela 2 – Distribuição das tensões em cada elemento da reabilitação

Tensões (Mpa)						
Implante [angulação] [posição]	Osso	Implante	Componente	Parafuso (componente)	Parafuso protético	Barra
Zigomático [60°] [15]	30,13	252,33	148,87	130,37	177,57	117,97
Zigomático [52°] [25]	21,29	216,4	147,71	116,75	142,66	
Helix Short [0°] [13]	11,25	106,17	177,17	-	207,2	
Helix Short [0°] [11]	4,08	101,96	156,48	-	152,17	
Helix Short [0°] [21]	3,5	94,57	195,44	-	136,03	
Helix Short [0°] [23]	8,36	109,98	177,66	-	193,34	

DISCUSSÃO

Os resultados desta análise por elementos finitos demonstraram que a utilização combinada de implantes curtos em região anterior e implantes zigomáticos na região de segundos pré-molares proporciona um padrão equilibrado de dissipação das tensões no conjunto reabilitador. Esse achado corrobora a proposta de Miyasawa et al. (2023)², que

relataram a viabilidade clínica dessa estratégia em casos limítrofes, destacando a contribuição dos implantes curtos e dos zigomáticos para estabilidade posterior. De maneira semelhante, Rosén e Gynther (2007)¹ observaram que a adoção de implantes zigomáticos em maxilas severamente reabsorvidas possibilita reabilitações sem necessidade de enxertos extensos, ampliando as alternativas terapêuticas.

No presente estudo, a presença de implantes curtos nos incisivos e caninos mostrou-se eficaz para suportar as demandas funcionais na região anterior, sem sobrecarregar o tecido ósseo adjacente, uma vez que os valores de tensão permaneceram muito abaixo do limite elástico do osso tipo II. Esses resultados estão em concordância com a revisão sistemática de Karthikeyan et al. (2012)⁴, que evidenciaram altas taxas de sucesso clínico de implantes curtos quando utilizados em condições controladas de carga. Mais recentemente, Qiu et al. (2024)⁵ reforçaram, por meio de revisão baseada em análises por elementos finitos, que implantes de menor comprimento ou diâmetro podem apresentar desempenho biomecânico satisfatório quando adequadamente posicionados e integrados ao plano reabilitador.

Por outro lado, a ancoragem dos implantes zigomáticos em áreas de maior densidade óssea garantiu a estabilidade posterior do sistema, ainda que maiores concentrações de tensão tenham sido observadas no corpo do implante e em seus componentes. Essa constatação converge com os achados de Solà Pérez et al. (2022)³, que, em revisão sistemática, confirmaram elevadas taxas de sucesso dos implantes zigomáticos, ainda que seu desempenho biomecânico esteja associado a maiores desafios técnicos e a uma maior exigência protética. De forma pioneira, Brånemark (1998)⁷ e Stella & Warner (2000)⁶ já ressaltavam a importância da técnica cirúrgica e do posicionamento adequado para o controle dessas tensões.

Além disso, a associação entre implantes curtos e zigomáticos se mostrou vantajosa ao permitir a utilização funcional de todo o arco maxilar, promovendo uma distribuição mais homogênea das cargas mastigatórias e reduzindo potenciais pontos críticos de concentração de

tensões. Esse resultado também foi observado em estudos prévios de análise biomecânica em modelos tridimensionais (Miyasawa et al., 2022⁸; Tada et al., 2003⁹), que demonstraram que a distribuição equilibrada dos implantes é determinante para minimizar a sobrecarga em regiões de limitada disponibilidade óssea. A análise da barra protética no presente estudo reforça esse aspecto, evidenciando seu papel na dissipação das cargas entre os implantes, em consonância com trabalhos que destacaram a influência da infraestrutura protética na previsibilidade do conjunto reabilitador (Almeida et al., 2010¹⁰; Eskitascioglu et al., 2004¹⁴).

Portanto, os achados reforçam que a estratégia híbrida de reabilitação — combinando implantes curtos na região anterior e zigomáticos posteriores — deve ser considerada uma alternativa viável para pacientes com maxilas severamente atroficas. Tal abordagem evita procedimentos de enxertia extensos, reduz riscos de falhas ósseas e amplia as possibilidades de tratamento em situações clínicas de elevada complexidade, em concordância com a literatura clássica e contemporânea. Apesar dos resultados favoráveis, este estudo apresenta algumas limitações inerentes à metodologia de análise por elementos finitos. A simplificação do modelo ósseo como material homogêneo, isotrópico e linearmente elástico não reproduz integralmente as propriedades biomecânicas do osso humano, que apresenta heterogeneidade e comportamento viscoelástico. Além disso, foram consideradas apenas condições de carga estática, sem contemplar a variabilidade dinâmica das forças mastigatórias no contexto clínico.

Outra limitação refere-se à ausência de validação clínica direta, visto que os achados estão restritos a simulações computacionais. Estudos clínicos de longo prazo e ensaios experimentais *in vitro* ainda são necessários para confirmar a aplicabilidade dos resultados. Nesse sentido, revisões sistemáticas recentes (Solà Pérez et al., 2022³; Qiu et al., 2024⁵) reforçam a importância de integrar dados clínicos e biomecânicos para aumentar a robustez das evidências sobre o uso combinado de implantes curtos e zigomáticos.

Perspectivas futuras incluem a análise de novos desenhos de implantes zigomáticos, o estudo de variações de diâmetro e comprimento em diferentes condições de qualidade óssea, bem como a avaliação de cargas dinâmicas que simulem o ciclo mastigatório real. Dessa forma, será possível ampliar a previsibilidade biomecânica e oferecer protocolos clínicos cada vez mais seguros e eficientes para a reabilitação de maxilas severamente atróficas.

CONCLUSÃO

A análise tridimensional por elementos finitos evidenciou que a estratégia de reabilitação combinando implantes curtos em região anterior e implantes zigomáticos de corpo liso posteriores promove uma distribuição biomecânica equilibrada das tensões no complexo implante–componente–osso. Os implantes curtos se mostraram adequados para oferecer suporte funcional e estético na região anterior, enquanto os implantes zigomáticos asseguraram estabilidade posterior, ainda que com maiores concentrações de tensão em sua própria estrutura.

De maneira conjunta, essa configuração possibilitou uma dissipação mais homogênea das cargas mastigatórias ao longo do arco maxilar, reduzindo a sobrecarga em regiões críticas e garantindo maior previsibilidade biomecânica. Assim, a associação de implantes curtos e zigomáticos representa uma alternativa promissora para reabilitações de maxilas atróficas, permitindo evitar enxertos ósseos extensos e ampliando as possibilidades terapêuticas em casos complexos.

REFERÊNCIAS (TIMES NEW ROMAN 12. NEGRITO. LETRAS MAIUSCULAS)

1. Rosén A, Gynther G. Implant Treatment Without Bone Grafting in Edentulous Severely Resorbed Maxillas: A Long-Term Follow-Up Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2007 May;65(5):1010–6.

2. Miyasawa EM, Padovan LEM, Sartori IA de M. Viabilidade do uso de implantes zigomáticos e implantes curtos em caso limítrofe: relato de caso. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*. 2023 Nov 12;5(5):2765–79.
3. Solà Pérez A, Pastorino D, Aparicio C, Pegueroles Neyra M, Khan RS, Wright S, et al. Success Rates of Zygomatic Implants for the Rehabilitation of Severely Atrophic Maxilla: A Systematic Review. *Dent J (Basel)*. 2022 Aug 1;10(8).
4. Karthikeyan I, Desai SR, Singh R. Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol*. 2012 Jul;16(3):302–12.
5. Qiu P, Cao R, Li Z, Fan Z. A comprehensive biomechanical evaluation of length and diameter of dental implants using finite element analyses: A systematic review. *Heliyon*. 2024 Mar 15;10(5).
6. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):889–93.
7. Brånemark PI. Surgery and fixture installation. *Zygomaticus fixture clinical procedures* (ed 1). Nobel Biocare AB. 1998;1.
8. Miyasawa EM, Macêdo FC de, Valenga Filho J, Trojan LC, Klüppel LE, Padovan LEM. Biomechanical comparison of four treatment models for the totally edentulous maxilla: a finite element analysis. *Research, Society and Development*. 2022 Jul 25;11(10):e135111032509.
9. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2003;18(3):357–68. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12814310>
10. Almeida EO De, Eduardo MS, Rocha P, Júnior ACF, Júnior MM. Finite Element Stress Analysis of Edentulous Mandibles with Different Bone Types Supporting Multiple-Implant Superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(6):1108–15.
11. 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 Dental Journal*. 2022 Nov 1;34(7):579–84.
12. Zhang C, Wang Y. Biomechanical Analysis of Axial Gradient Porous Dental Implants: A Finite Element Analysis. *J Funct Biomater*. 2023 Dec 1;14(12).
13. Wang C, Fu G, Deng F. Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations. *J Dent Sci*. 2015 Jun 1;10(2):190–200.
14. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):144–50.
15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1995 [cited 2021 Oct 29];10(5):529–36. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7590997/>
16. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):539–46.

