



Wesly Mejia Manrique

**Análise de elementos finitos em reabilitação unitária com implantes  
estreitos**

CURITIBA  
2025

Wesly Mejia Manrique

Análise de elementos finitos em reabilitação unitária com implantes estreitos

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

Wesly Mejia Manrique

Análise de elementos finitos em reabilitação unitária com implantes estreitos

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

**BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas  
Profa. Dra. Camila Chierici Marcantonio

**Suplentes:**

Prof. Dr. Erton Massamitsu Miyasawa  
Profa. Dra. Rogéria Acedo Vieira

Aprovada em: 24-03-2025

## **Dedicatória**

Dedico este trabajo, en primer lugar, a Dios, cuya guía, fortaleza y sabiduría me han permitido crecer tanto profesional como académicamente. A mi familia, cuyo amor, confianza y apoyo incondicional han sido el pilar fundamental de mi formación. A mis profesores y colegas, cuya experiencia y conocimiento han enriquecido mi camino en el estudio de los implantes dentales, motivándome a seguir aprendiendo y perfeccionándome. Y, especialmente, a mis pacientes, cuya confianza y determinación me inspiran cada día a investigar y desarrollar nuevas técnicas que ofrezcan soluciones innovadoras y mejoren su calidad de vida. Son ellos la razón por la que sigo avanzando en este campo, con un compromiso firme en la búsqueda de alternativas más seguras y eficientes, como los implantes de diámetro estrecho. A través de este trabajo, reafirmo mi dedicación a la excelencia en la atención odontológica y al bienestar de quienes depositan en mí su salud bucal.

## **Agradecimientos**

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a la Facultad de ILAPEO por brindarme las herramientas y el conocimiento necesario para llevar a cabo este proyecto. A mi orientador, el Dr. Luis Eduardo Padovan, y a mi coorientador, el Dr. Erton Massamitsu Miyasawa, por su invaluable guía, paciencia y dedicación en cada etapa de este estudio. Su experiencia y apoyo fueron fundamentales para el desarrollo de esta investigación. A mis profesores y mentores, por compartir su conocimiento y motivarme a seguir creciendo profesionalmente. A mis compañeros, por su colaboración y aliento constante. Y a mi familia y amigos, por su amor, paciencia y respaldo inquebrantable. Sin ustedes, este logro no habría sido posible.

## **Sumário**

1. Artigo científico 1 .....	7
2. Artigo científico 2.....	36

## 1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

# ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM REABILITAÇÃO UNITÁRIA COM IMPLANTES ESTREITOS

Wesly Mejia Manrique<sup>1</sup>  
Erton Massamitsu Miyasawa<sup>2</sup>  
Luis Eduardo Marques Padovan<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Mestranda do Programa de Pós Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>2</sup>Professor Doutor Colaborador do Programa de Pós Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>3</sup>Professor Doutor do Programa de Pós Graduação da Faculdade ILAPEO

## RESUMO

O êxito no tratamento de áreas edêntulas utilizando implantes dentários depende de fatores biológicos e biomecânicos, como a distribuição de tensões no tecido ósseo circundante aos implantes. Implantes de diâmetro estreito (IDE), com diâmetro inferior a 3,4 mm, emergiram como uma alternativa para situações clínicas onde as dimensões ósseas são limitadas. Contudo, esses implantes apresentam um risco aumentado de perda óssea peri-implantar em comparação com os implantes dentários tradicionais. A análise de elementos finitos (AEF) é uma ferramenta utilizada para avaliar a distribuição de tensões em estruturas complexas. Este estudo utilizou a AEF para comparar a distribuição de forças nos componentes de reabilitações unitárias na região do incisivo lateral superior, em implantes estreitos de 2,9 mm de diâmetro e implantes de 3,5mm de diâmetro. Foi utilizado um modelo tridimensional de uma maxila com ausência dos incisivos laterais, com propriedades isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. No lado direito, foi simulado um implante estreito NGM (2,9 x 10 mm) com munhão reto (3,3 x 4 x 2,5 mm), e no lado esquerdo, um implante Helix GM (3,5 x 10 mm) com munhão reto (3,3 x 4 x 2,5 mm). Foram aplicadas forças de 50, 100 e 150 N, a 45 graus em relação ao longo eixo do implante, simulando a força de mordida de pacientes dentados. Os resultados mostraram que o implante NGM apresentou maiores concentrações de tensões em todas as regiões analisadas, especialmente no corpo do implante, onde foram registradas tensões de 619 MPa, 917 MPa e 1210 MPa para as respectivas intensidades de força. Em contraste, o implante GM exibiu valores menores nas mesmas condições, com 353 MPa, 517 MPa e 701 MPa. As tensões no osso foram superiores no NGM, atingindo 85 MPa sob 150 N, mas permaneceram abaixo do limite elástico do osso tipo II (170 MPa). As diferenças entre os componentes e os parafusos também evidenciaram maiores valores para o implante estreito. Podemos concluir que, embora este estudo apresente algumas limitações, os implantes estreitos demonstraram maior concentração de tensões em comparação aos implantes de 3,5 mm de diâmetro. No entanto, quando corretamente indicados, eles se mostram seguros e eficazes do ponto de vista biomecânico.

**Palavras-chave:** Análise de Elementos Finitos; Implantes Dentários; Maxila; Implantes Dentários unitários.

## ABSTRACT (TIMES NEW ROMAN 11. NEGRITO)

The success of treating edentulous areas with dental implants depends on biological and biomechanical factors, such as the stress distribution in the bone surrounding the implants. Narrow diameter implants (NDI), with a diameter of less than 3.4 mm, have emerged as an alternative for clinical situations where bone dimensions are limited. However, these implants present an increased risk of peri-implant bone loss compared to traditional dental implants. Finite Element Analysis (FEA) is used to evaluate stress distribution in complex structures. This study used FEA to compare the distribution of forces in the components of single-tooth rehabilitations in the maxillary lateral incisor region, using narrow implants of 2.9 mm and 3.5 mm in diameter. A three-dimensional model of a maxilla missing the lateral incisors was used, with isotropic, homogeneous, and linearly elastic properties. On the right side, a narrow NGM implant (2.9 x 10 mm) with a straight abutment (3.3 x 4 x 2.5 mm) was simulated, and on the left side, a Helix GM implant (3.5 x 10 mm) with a straight abutment (3.3 x 4 x 2.5 mm) was simulated. Forces of 50, 100, and 150 N were applied at a 45-degree angle to the implant's long axis, simulating dentate patients' bite force. The results showed that the NGM implant presented higher stress concentrations in all analyzed regions, especially in the implant body, where stresses of 619 MPa, 917 MPa, and 1210 MPa were recorded for the respective force intensities. In contrast, the GM implant exhibited lower values under the same conditions, with 353 MPa, 517 MPa, and 701 MPa. Bone stresses were higher in the NGM, reaching 85 MPa under 150 N, but remained below the yield strength of type II bone (170 MPa). Differences between the components and screws also showed higher values for the narrow implant. We can conclude that, although this study has some limitations, narrow implants demonstrated higher stress concentrations compared to 3.5 mm diameter implants. However, they prove to be safe and effective from a biomechanical perspective when correctly indicated.

**Keywords:** Finite Elements Analysis; Dental Implants; Maxilla; Dental Implants, Single-Tooth

## INTRODUÇÃO

O sucesso do tratamento de áreas edêntulas com implantes dentais depende de inúmeros fatores biológicos e biomecânicos. O risco de perda óssea ao redor de implantes osseointegrados pode ser desencadeado por infecções periimplantares e/ou sobrecarga durante a função mastigatória. A distribuição das tensões no tecido ósseo ao redor dos implantes, durante a carga mastigatória, é mais balanceada nos implantes de maior diâmetro, e a perda óssea marginal periimplantar ao redor dos implantes estão relacionadas principalmente aos implantes estreitos <sup>1</sup>. Os implantes dentais estreitos (IDEs), normalmente são identificados como implantes com diâmetro menor que 3.4mm, e estão relacionados com uma resistência inferior e níveis de tensões mais acentuadas ao nível ósseo periimplantar comparado aos implantes tradicionais <sup>2,3</sup>.

Os IDEs surgiram como uma opção terapêutica promissora para abordar situações clínicas desafiantes com dimensões ósseas e protéticas limitadas, com indicações precisas, que incluem áreas de baixa carga mastigatória e contra indicadas em áreas de alta exposição à forças, como por exemplo, os molares, que aumentam o risco de perda óssea periimplantar <sup>4</sup>.

Implantes de diâmetro estreito são frequentemente recomendados para regiões específicas, como os incisivos centrais e laterais inferiores, e incisivos laterais superiores, especialmente em casos onde o osso alveolar é estreito, evitando assim a necessidade de enxertos ósseos, que aumentam a morbidade, custo e tempo de tratamento. A substituição de dentes perdidos nessas áreas pode ser desafiadora devido ao espaço limitado horizontalmente e ao volume ósseo inadequado. Instalar implantes de diâmetro convencional nessas regiões pode resultar em danos aos dentes adjacentes ou perda a longo prazo de osso interproximal. Portanto, os IDEs representam uma alternativa viável em regiões como os incisivos laterais superiores e a região anterior da mandíbula, onde o espaço vestibulolingual é restrito, oferecendo uma solução mais adequada para esses casos específicos <sup>5</sup>.

A análise de elementos finitos é uma ferramenta matemática de avaliação de estruturas, que visa a solução de problemas mecânicos complexos através da divisão do objeto em pequenos e simples elementos que possibilitam a análise detalhada de seu comportamento sob diferentes condições. Estes elementos podem ser triângulos ou quadriláteros em duas dimensões, e tetraedros ou hexaedros em três dimensões. Essa técnica é amplamente utilizada em engenharia e ciência para encontrar soluções aproximadas de problemas de engenharia e física. Cada elemento é então descrito por equações matemáticas que descrevem seu

comportamento sob as condições específicas do problema, como as equações de equilíbrio, equações de deformação e relações constitutivas de materiais <sup>6,7</sup>.

Ao aplicar as condições de contorno e as cargas externas ao sistema, o software (ANSYS) de análise de elementos finitos calcula as respostas da estrutura, como tensões, deformações, deslocamentos e outras variáveis de interesse. Essas respostas são usadas para avaliar o desempenho da estrutura, otimizar seu projeto e prever seu comportamento em diferentes situações. A análise de elementos finitos é uma ferramenta poderosa e versátil que é amplamente utilizada em uma variedade de campos da engenharia, incluindo engenharia civil, mecânica, aeroespacial, naval, automotiva e inclusive área da saúde, como a odontologia. Ela permite aos engenheiros e cientistas resolver problemas complexos de forma eficiente e precisa, contribuindo para o desenvolvimento de projetos mais seguros, eficientes e econômicos <sup>8</sup>.

O objetivo desta análise tridimensional de elementos finitos foi avaliar e comparar a distribuição de forças nos componentes (tecido ósseo, implante, componente, parafusos) das reabilitações unitárias envolvendo implantes estreitos (2.9mm de diâmetro) e implantes de 3.5mm de diâmetro.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Para este estudo, foi utilizado um modelo tridimensional de uma maxila com ausência dos incisivos laterais superiores desenvolvidos pelo software ANSYS SpaceClaim (Ansys, Inc) e Autodesk® MeshMixer™ (Autodesk, Inc). As propriedades desses modelos são consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. Neste modelo tridimensional, foi avaliado a

distribuição de tensões no implante GM Narrow 2.9 x 10 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) associado a um munhão reto 3.3 x 4 x 2.5 mm (Munhão GM Narrow Exact Click Universal, Neodent, Curitiba, Brasil) no lado direito, e no lado esquerdo um implante Helix GM 3.5 x 10 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) com um munhão reto 3.3 x 4 x 2.5 mm (Munhão GM Exact Click Universal, Neodent, Curitiba, Brasil), e nos tecidos ósseos ao redor dos implantes (Figura 1-4). A simulação das forças mastigatórias foi realizada através da aplicação bilateral de uma força de 50, 100 e 150 N <sup>9,10</sup>, aplicadas a 45 graus em relação ao longo eixo do implante no ponto mais incisal e palatal do componente protético, seguindo a abordagem do estudo de Ding et al. <sup>11</sup> (Figura 5). Evidências baseadas em medidas de força estática indicam que a força média de mordida é de 100 a 150 N, em homens adultos, e que os homens têm maior força de mordida do que as mulheres, no entanto podem aumentar se o paciente tiver parafunção.<sup>12</sup> Foi avaliada a distribuição das tensões no tecido ósseo, implantes, componentes e parafusos de fixação do munhão. Para efeito de uma comparação mais realista do comportamento de tecido ósseo ao redor dos dois implantes estudados, foi padronizado uma espessura óssea remanescente de 1mm ao redor dos implantes, conforme vários estudos que investigaram a espessura da parede óssea vestibular na região anterior da maxila utilizando tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT). Esses estudos consistentemente encontraram que a maioria dos dentes anteriores da maxila possui uma parede óssea vestibular fina, frequentemente com menos de 1 mm de espessura <sup>13-15</sup> (Figura 3). Toda a realização do processo da simulação via elementos finitos (pré processamento, análise e pós-processamento) foi realizado pelo software ANSYS 2022 (ANSYS Inc.).



Figura 1- Vista Frontal do modelo tridimensional em transparência: Implante estreito 2.9 x 10mm (NGM Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral direito e Implante de 3.5 x 10 mm (Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral esquerdo e seus respectivos componentes (Munhão 3.3 x 4 x 2.5mm)

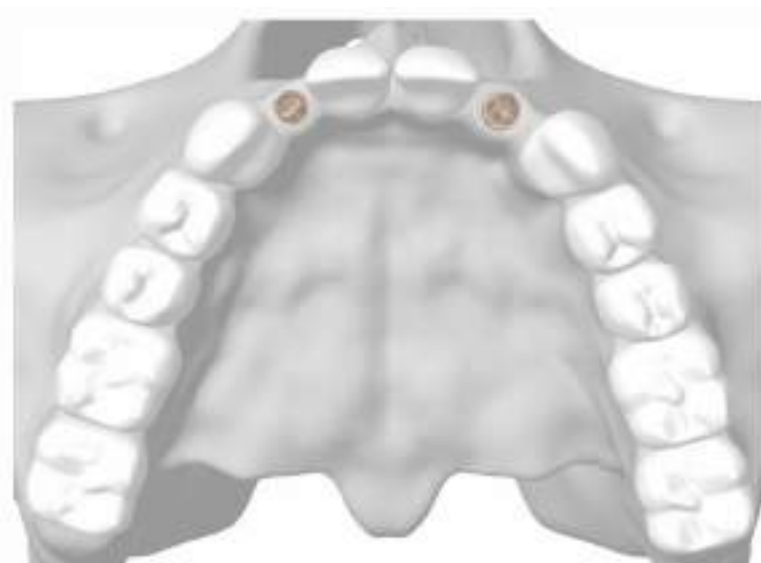


Figura 2- Vista oclusal: Implante estreito 2.9 x 10mm (NGM Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral direito e Implante de 3.5 x 10 mm (Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral esquerdo e seus respectivos componentes (Munhão 3.3 x 4 x 2.5mm)

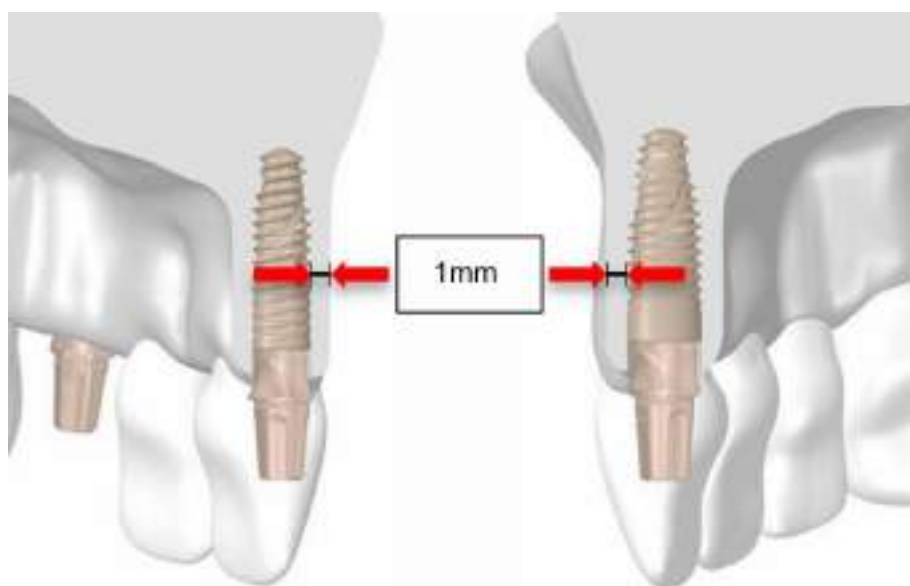


Figura 3- Vista Lateral: Implante estreito 2.9 x 10mm (NGM Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral direito e Implante de 3.5 x 10 mm (Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral esquerdo e seus respectivos componentes (Munhão 3.3 x 4 x 2.5mm). Espessura do tecido ósseo ao redor do implante de 1mm

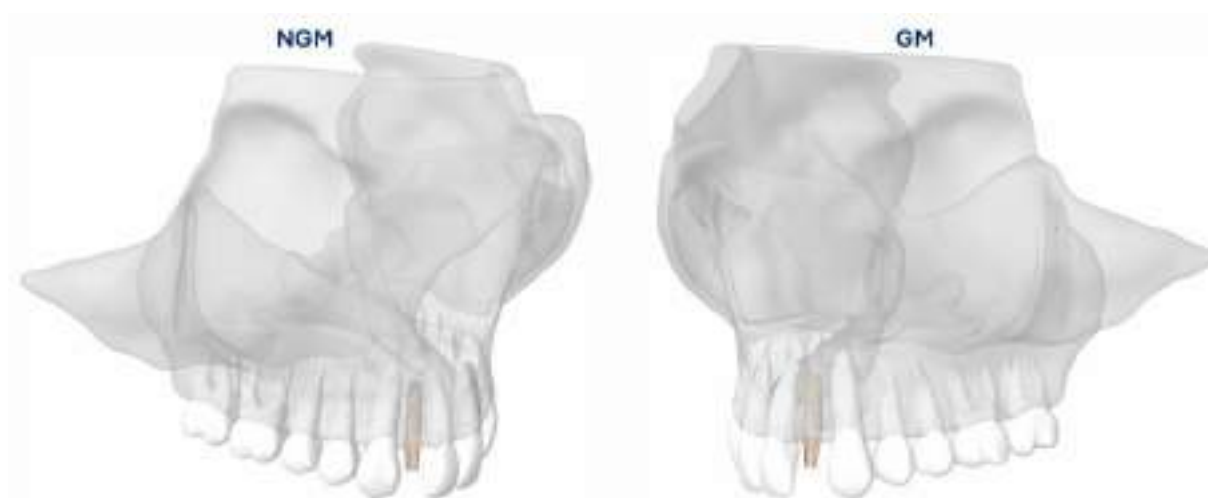


Figura 4- Vista lateral do modelo 3D em transparência: Implante estreito 2.9 x 10mm (NGM Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral direito e Implante de 3.5 x 10 mm (Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil) na região do incisivo lateral esquerdo e seus respectivos componentes (Munhão 3.3 x 4 x 2.5mm)

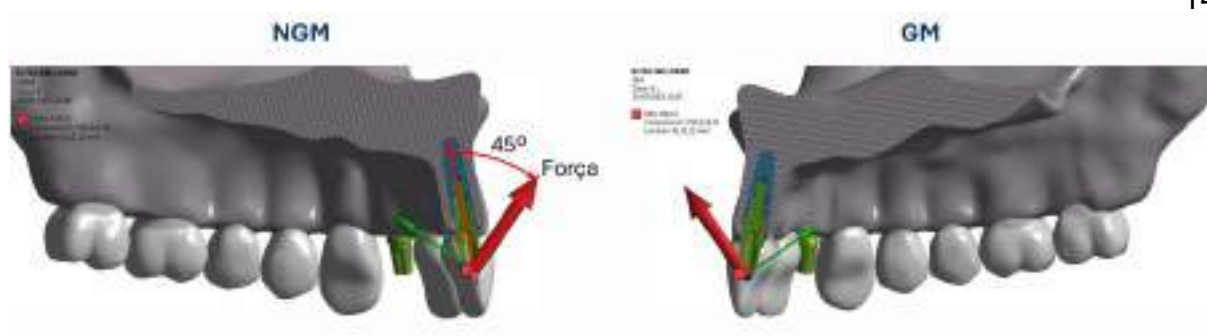


Figura 5- Direção e sentido da força aplicada sobre o conjunto munhão /implante: NGM- Implante Narrow GM (Neodent, Curitiba, Brasil); GM – Implante Helix GM (Neodent, Curitiba, Brasil)

A malha de elementos finitos do modelo foi gerada utilizando uma combinação de elementos hexaédricos e tetraédricos, buscando um equilíbrio entre precisão e eficiência computacional. Na região do corpo do parafuso, onde há maior exigência mecânica e necessidade de melhor definição geométrica, foram empregados elementos hexaédricos, conhecidos por sua maior precisão na representação de tensões. Nas demais regiões do modelo, foram utilizados elementos tetraédricos, que permitem uma melhor adaptação a geometrias complexas. Essa abordagem resultou em uma malha composta por um total de 701.559 elementos e 152.775 nós, garantindo uma adequada resolução para a análise numérica. (Figura 6)

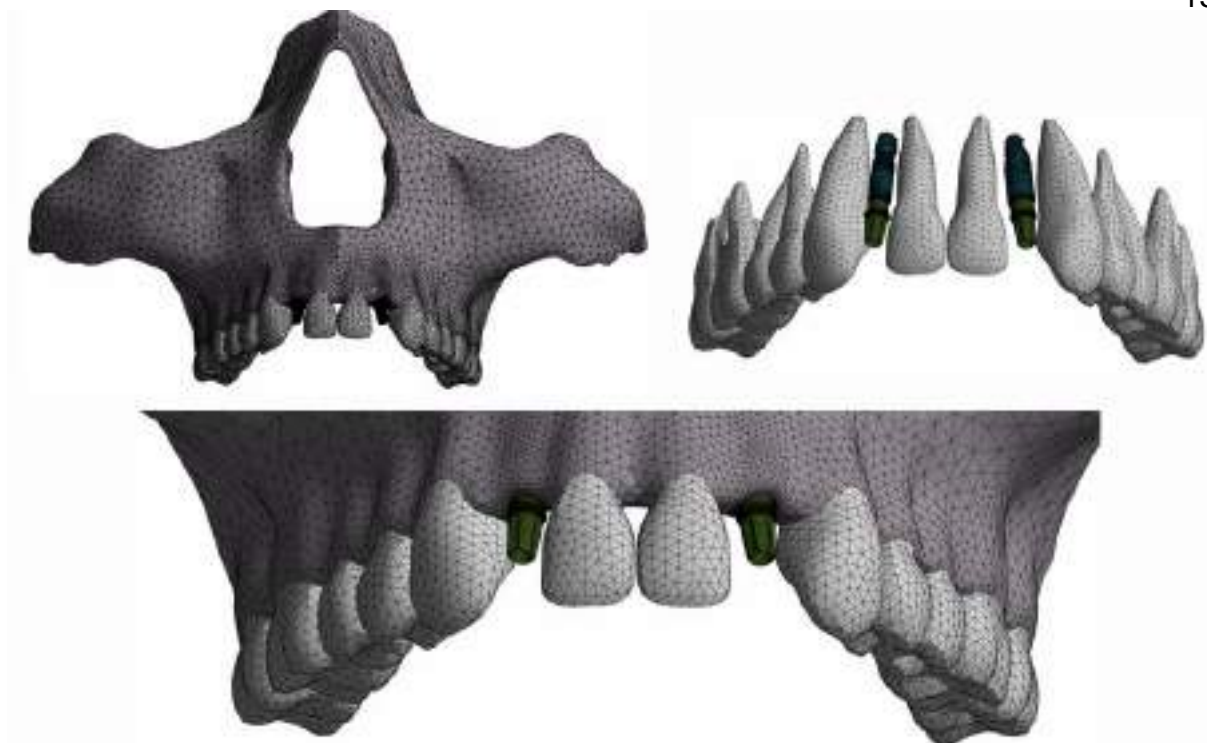


Figura 6- Malha de elementos finitos com elementos Hexaédricos na região do corpo do parafuso e tetraédricos nas demais regiões do modelo. Resultando num total de 701.559 elementos e 152.775 nós

As propriedades dos materiais utilizadas na análise de elementos finitos são fundamentais para a precisão e confiabilidade das simulações na implantodontia. O módulo de elasticidade, por exemplo, representa a rigidez do material e sua resistência à deformação elástica sob carga. Materiais com módulo elevado, como o titânio e suas ligas, conferem maior estabilidade estrutural, enquanto materiais mais flexíveis, como o osso, são essenciais para a absorção de tensões. A consideração desse parâmetro na simulação influencia diretamente a distribuição de tensões entre o implante, o osso e a prótese, impactando a longevidade do sistema. Outro aspecto relevante é o limite elástico, que indica a tensão máxima que um material pode suportar antes de sofrer deformação permanente. Esse parâmetro é essencial para avaliar a segurança estrutural do implante e dos componentes protéticos, uma vez que materiais com limites elásticos mais elevados suportam maiores cargas antes de falhar, garantindo maior previsibilidade clínica. O coeficiente de Poisson, por sua vez, define a relação entre a deformação transversal e a deformação axial de um material sob esforço. Diferentes valores

desse coeficiente influenciam o comportamento mecânico dos materiais, afetando a adaptação entre o implante e o osso. Modelar corretamente essa interação biomecânica é crucial para garantir a estabilidade do sistema.

A correta definição dessas propriedades permite a criação de modelos numéricos precisos, que simulam o comportamento estrutural do sistema implantodôntico sob diversas condições de carga. (Tabela 1)

Tabela 1- Propriedades físicas dos materiais envolvidas na reabilitação

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Limite elástico (MPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referências
<b>Osso tipo II</b>	5500	170 (compressão)	0,3	Tada et al. (2003) <sup>16</sup> , Almeida et al. (2010) <sup>17</sup>
<b>Titânio Grau IV Implantes</b>	110000	483 (mínimo)*	0,35	ASTM F 67, Menacho-Mendoza et al. (2022) <sup>18</sup>
<b>Ti6Al4V-ELI Componentes e parafusos</b>	110000	795 (mínimo)*	0,35	ASTM F 163, Zhang & Wang (2023) <sup>19</sup> , Wang et al. (2015) <sup>20</sup>
<b>Dentes</b>	19600	-	0,3	Jiang et al. (2020) <sup>21</sup>
*Valores mínimos definidos em norma, na prática os fabricantes podem atingir valores muito superiores				
Interface				
Materiais	Natureza da interface	Coeficiente de atrito		Referências
<b>Osso x Implante</b>	Colado	-		Eskitascioglu et al. (2004) <sup>9</sup>
<b>Implante x Componente protético x Parafuso</b>	Atrito	0,2		Haack et al. (1995) <sup>22</sup> Lang et al. (2003) <sup>23</sup>

As condições de fixação ou contorno determinam os pontos onde o modelo está ancorado, impedindo determinados graus de liberdade. Nesse estudo, a fixação foi aplicada na base do osso para simular sua imobilidade em relação ao restante do crânio. Uma definição

inadequada dessas restrições pode levar a resultados imprecisos, como a superestimação ou subestimação das tensões geradas no sistema.

Além disso, as áreas de contorno são responsáveis por representar corretamente o contato entre diferentes materiais, como a interface osso-implante e a conexão protética. O tipo de interação adotado, seja uma fixação rígida, um contato com fricção ou um modelo de interface não linear, impacta diretamente a distribuição de cargas e a previsão do comportamento biomecânico do conjunto (Figura 7).

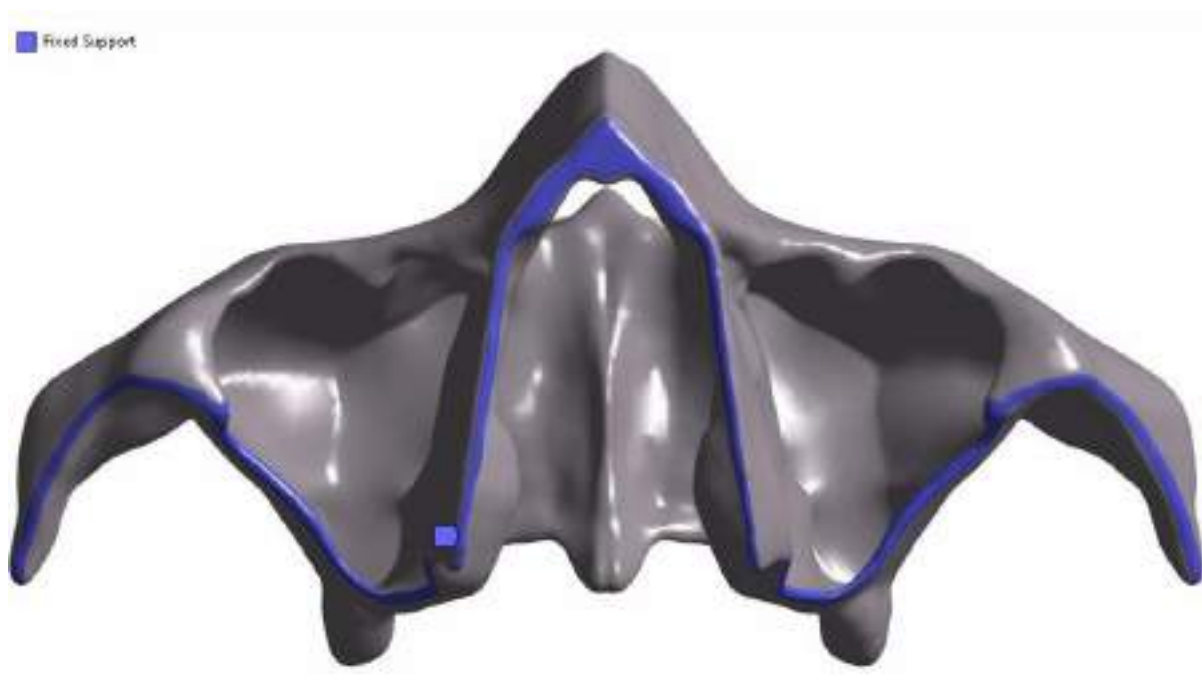


Figura 7- Representação das áreas de contorno no modelo de elementos finitos em azul. As regiões delimitadas indicam as condições de contorno aplicadas, incluindo restrições mecânicas e carregamentos, para simular o comportamento estrutural do sistema

## RESULTADOS

A análise de elementos finitos avaliou a distribuição de tensões nos implantes estreitos NGM (Neodent, Curitiba, Brasil) de 2,9 x 10mm e implantes Helix GM (Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,5 x 10mm associados a munhões universais (3,3 x 4 x 2,5) sob três intensidades

de carga: 50, 100 e 150 N. Os resultados demonstraram diferenças significativas na resposta biomecânica entre os dois implantes, especialmente em relação às tensões no osso, implante e componentes protéticos. (Figuras 8-13)

A tensão máxima no osso foi sempre superior no modelo NGM em comparação ao GM. Sob carga de 50 N, a tensão foi de 32 MPa para o NGM e 20 MPa para o GM. Com o aumento da carga para 150 N, os valores subiram para 85 MPa e 51 MPa, respectivamente, porém sem atingir o limite elástico do osso que é aproximadamente 170 Mpa. Esses achados indicam que o implante estreito gera uma concentração de tensões mais elevada no osso circundante, o que pode impactar sua longevidade sob cargas mastigatórias elevadas. (Figuras 14-16)

As tensões no corpo do implante também foram significativamente mais altas no NGM do que no GM. Para uma carga de 50 N, o NGM apresentou tensão de 619 MPa, enquanto o GM apresentou 353 MPa. Sob carga de 150 N, os valores subiram para 1210 MPa e 701 MPa, respectivamente. Esses valores indicam que o NGM está mais sujeito a concentrações de tensão, aumentando o risco de falhas estruturais principalmente ao nível do pescoço do implante. (Figuras 17-22)

O componente protético do NGM (munhão NGM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil) também sofreu tensões mais elevadas em comparação ao GM. Aos 50 N, a tensão no componente foi de 299 MPa para o NGM e 207 MPa para o GM. Sob carga máxima de 150 N, os valores aumentaram para 891 MPa e 485 MPa, respectivamente. O mesmo padrão foi observado nos parafusos protéticos, onde o NGM registrou tensões de 331 MPa (50 N) e 431 MPa (150 N), enquanto o GM apresentou valores menores, variando de 249 MPa a 278 MPa. (Figuras 23-25)

Os resultados evidenciam que o implante NGM (2,9 mm) apresentou uma maior concentração de tensões em todas as regiões analisadas (osso, implante e componentes protéticos) em comparação ao GM (3,5 mm). À medida que a carga aumentou de 50 para 150 N, as tensões no NGM cresceram de maneira mais acentuada, sugerindo que esse implante pode estar mais suscetível a sobrecargas mecânicas. Já o GM demonstrou um comportamento mais estável, com melhor dissipação de tensões, o que pode indicar uma menor probabilidade de falha sob carga funcional. (Figuras 26-29)(Tabela 2)

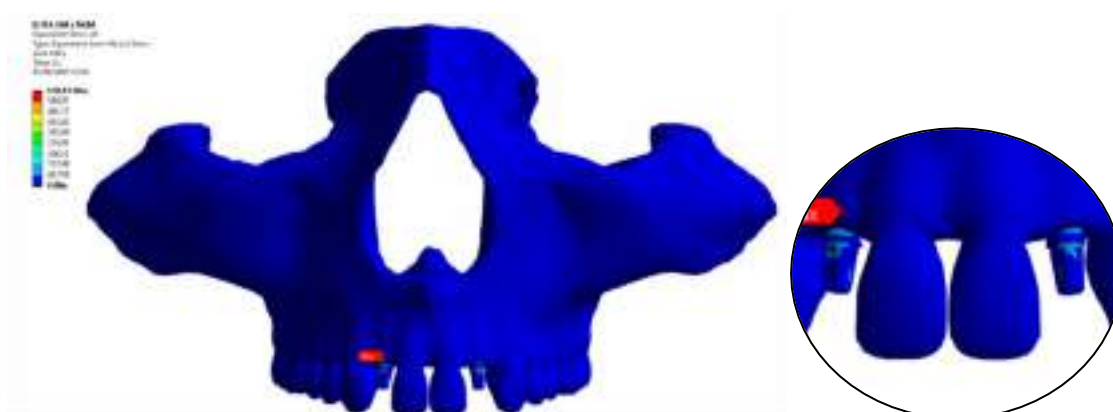


Figura 8- Distribuição das tensões de von Mises nos munhões sobre os implantes NGM e GM após aplicada uma força de 50N

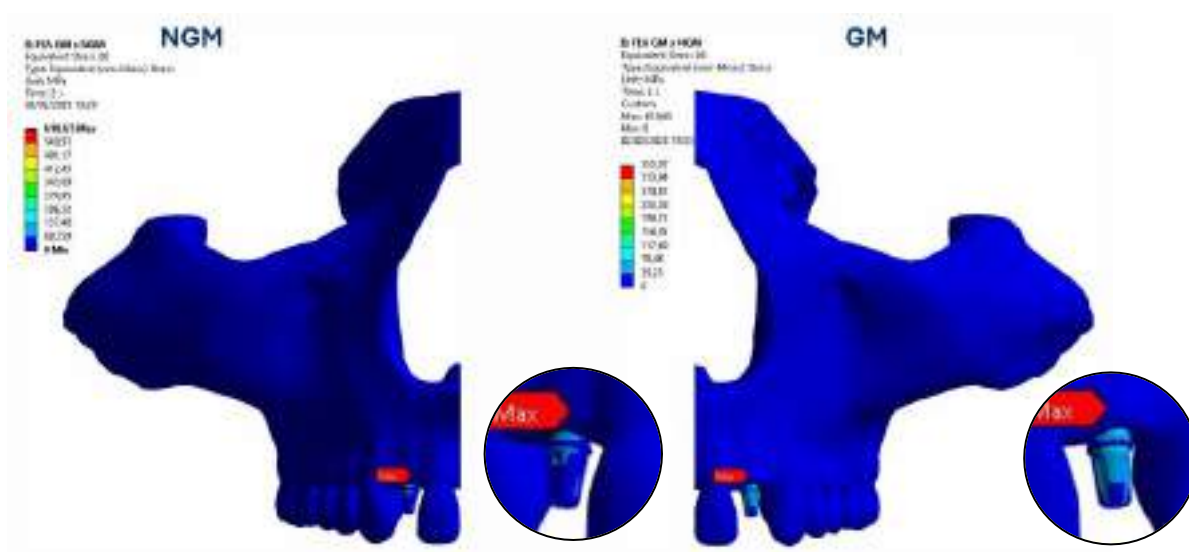


Figura 9- Indicação dos valores máximos das tensões de von Mises atingidos em cada conjunto munhão/implante com aplicação de força de 50N

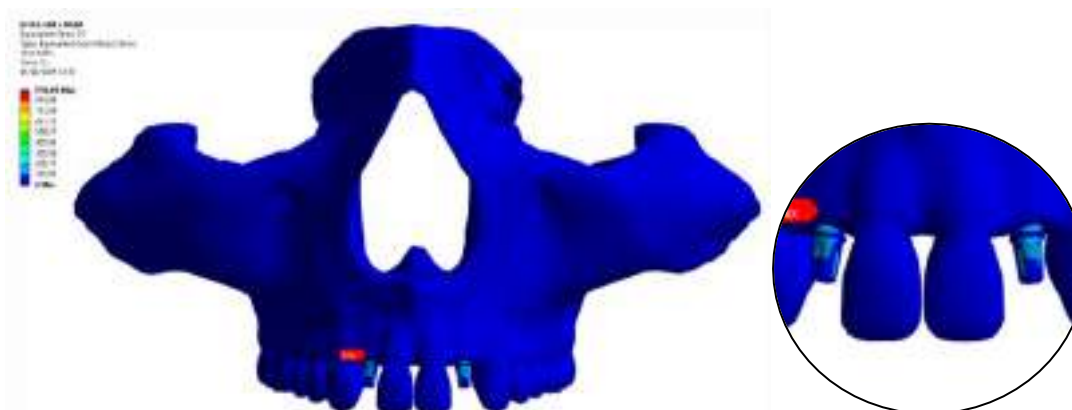


Figura 10- Distribuição das tensões de von Mises nos munhões sobre os implantes NGM e GM após aplicada uma força de 100N

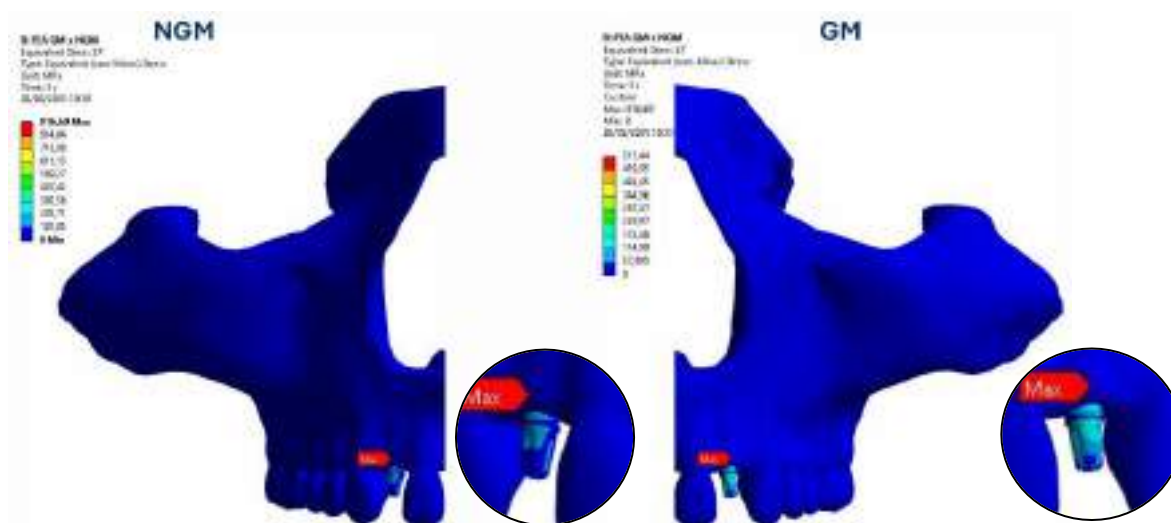


Figura 11- Indicação dos valores máximos das tensões de von Mises atingidos em cada conjunto munhão/implante com aplicação de força de 100N

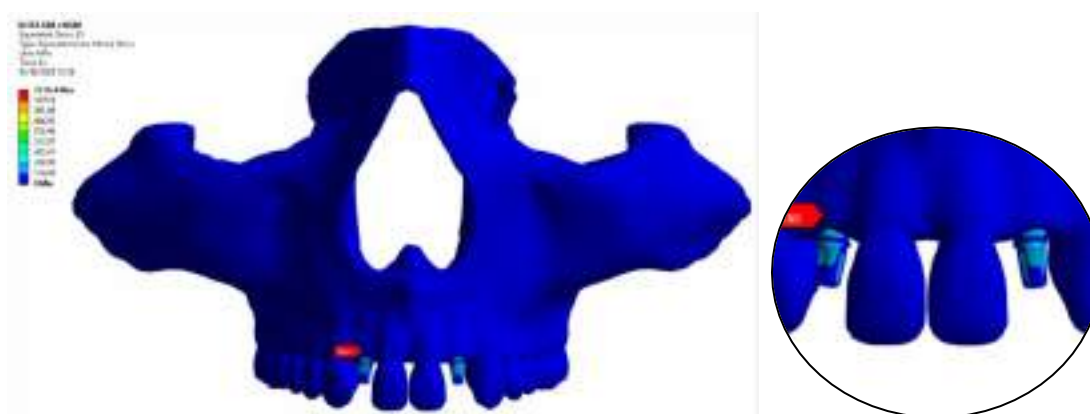


Figura 12- Distribuição das tensões de von Mises nos munhões sobre os implantes NGM e GM após aplicada uma força de 150N

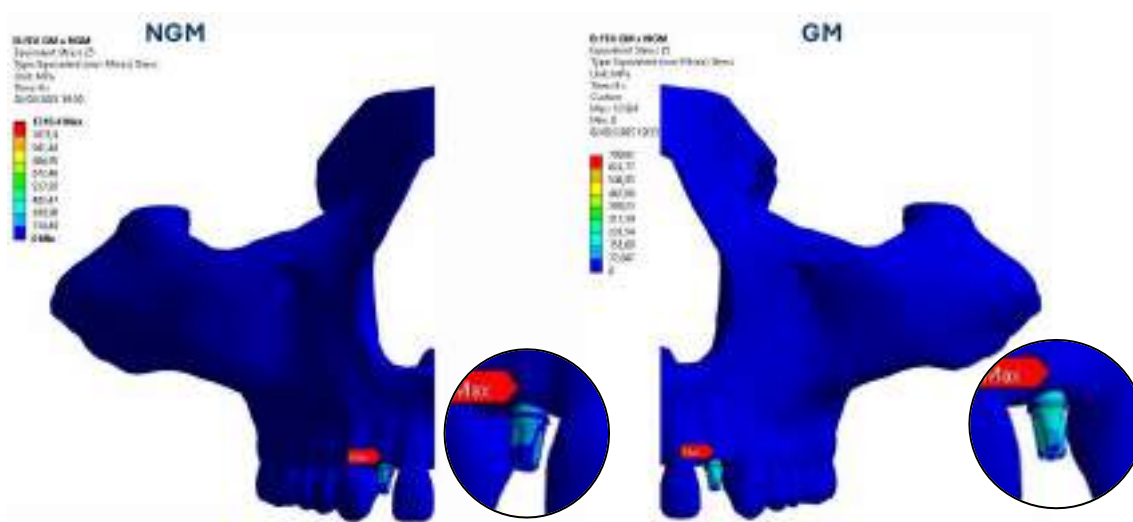


Figura 13- Indicação dos valores máximos das tensões de von Mises atingidos em cada conjunto munhão/implante com aplicação de força de 150N

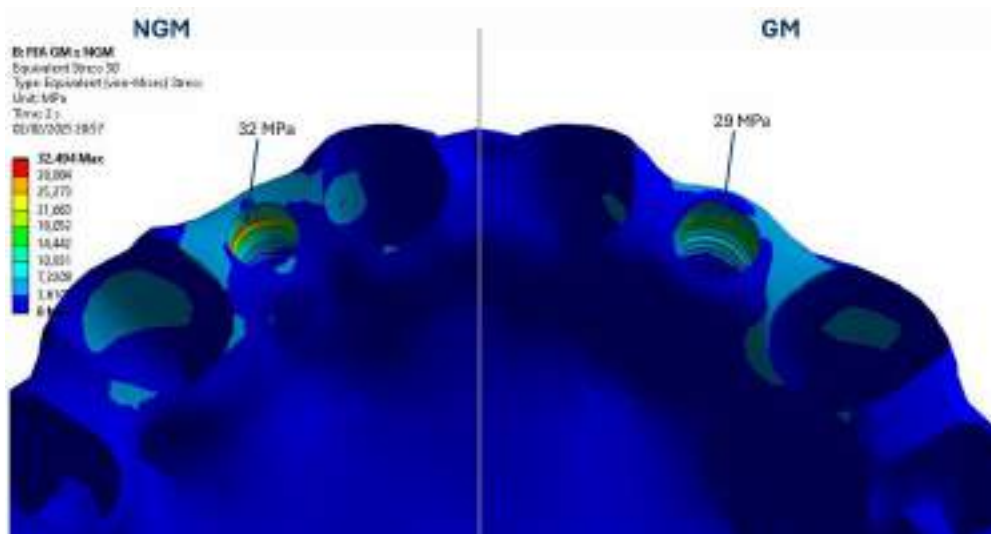


Figura 14- Distribuição das tensões de von Mises nos tecidos ósseos ao redor dos implantes (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 50N

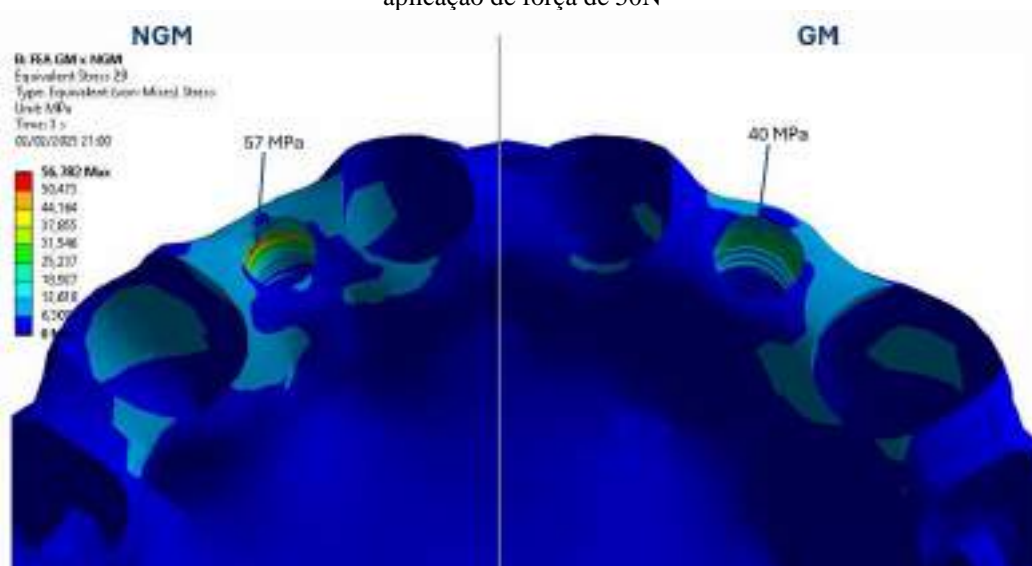


Figura 15- Distribuição das tensões de von Mises nos tecidos ósseos ao redor dos implantes (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 100N

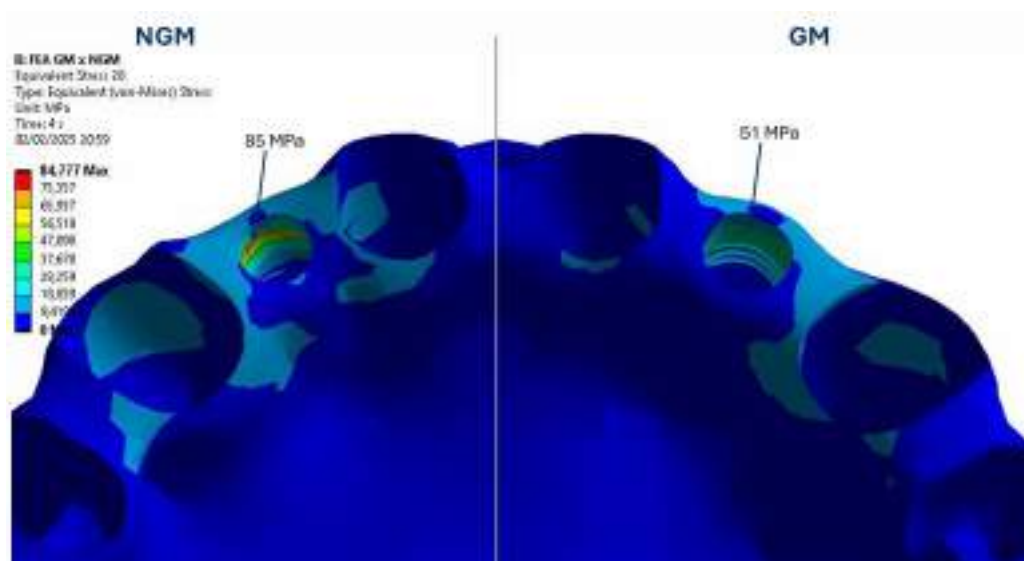


Figura 16- Distribuição das tensões de von Mises nos tecidos ósseos ao redor dos implantes (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 150N

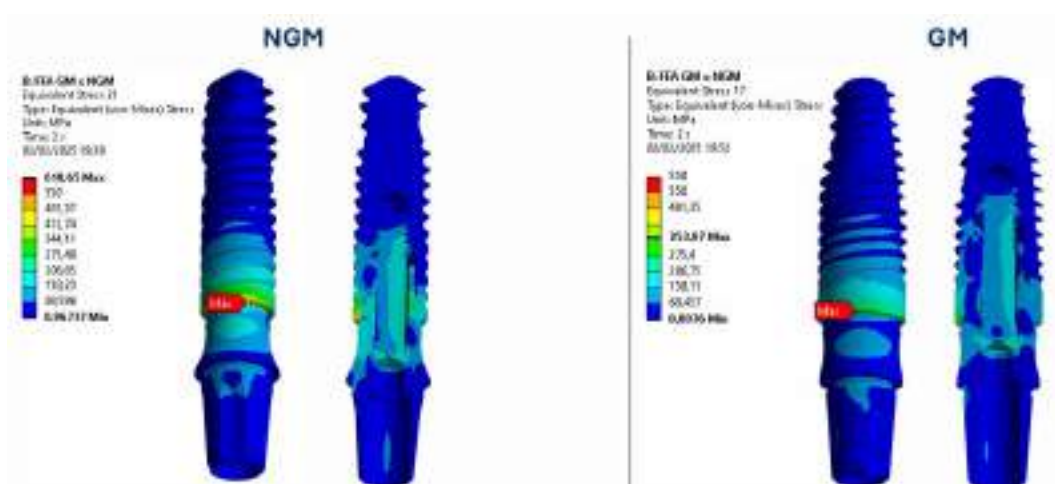


Figura 17- Distribuição das tensões de von Mises no conjunto Munhão/Implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 50N

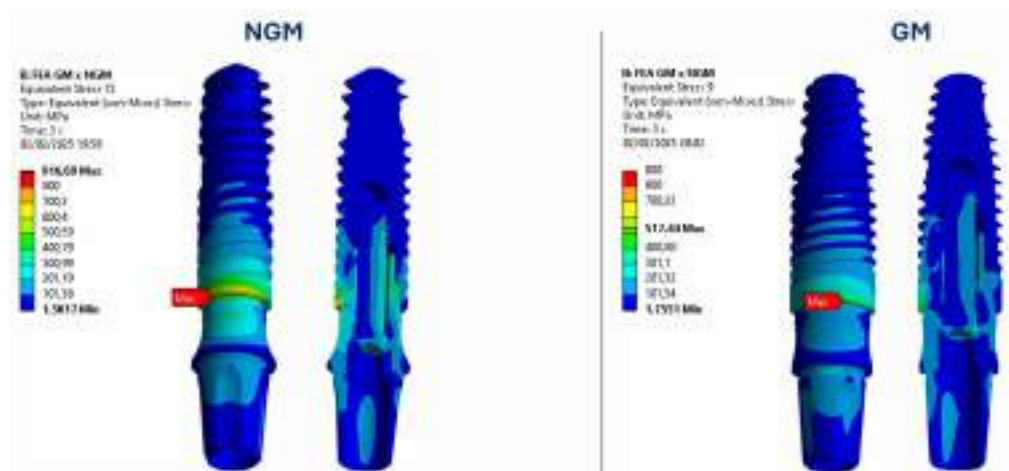


Figura 18- Distribuição das tensões de von Mises no conjunto Munhão/Implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 100N

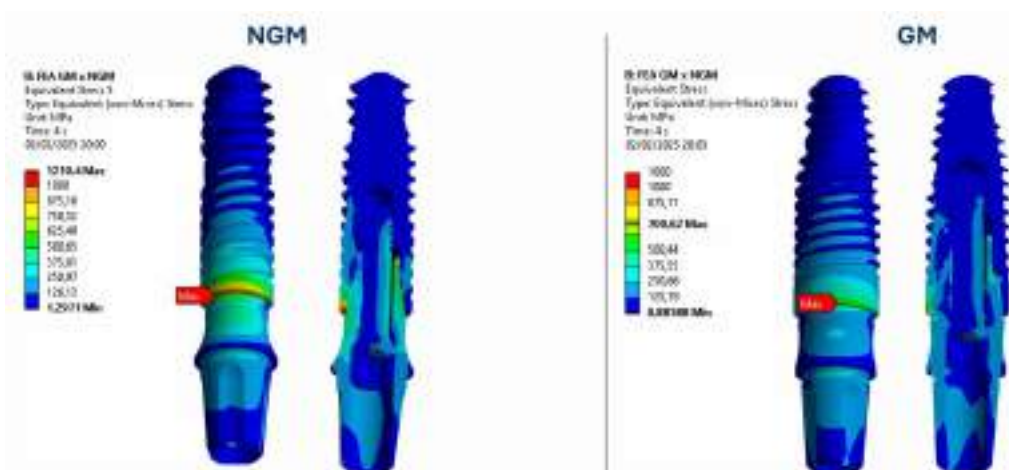


Figura 149- Distribuição das tensões de von Mises no conjunto Munhão/Implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) com aplicação de força de 150N

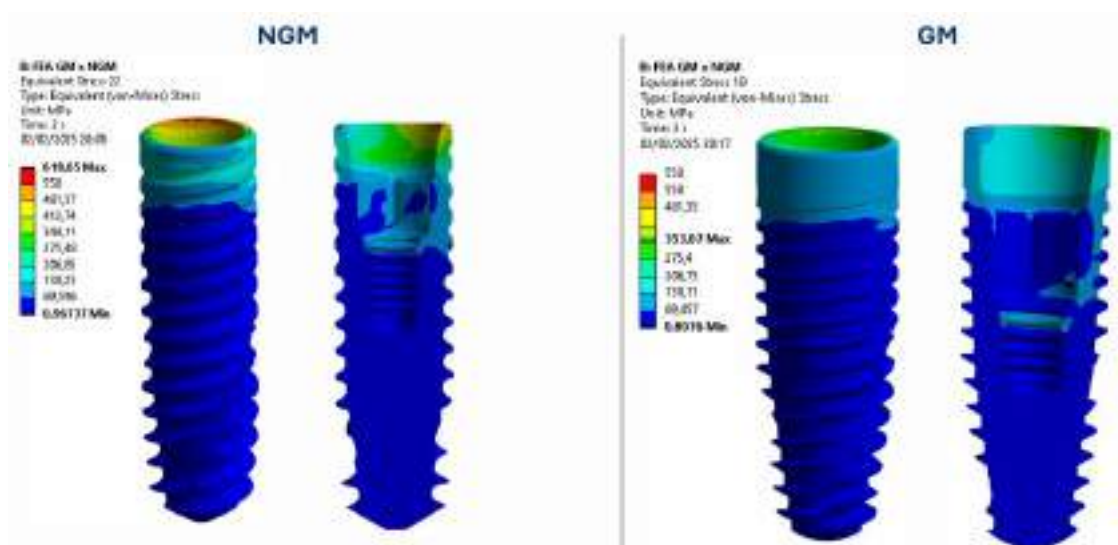


Figura 20- Distribuição das tensões de von Mises sobre cada implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) após a aplicação de força de 50N

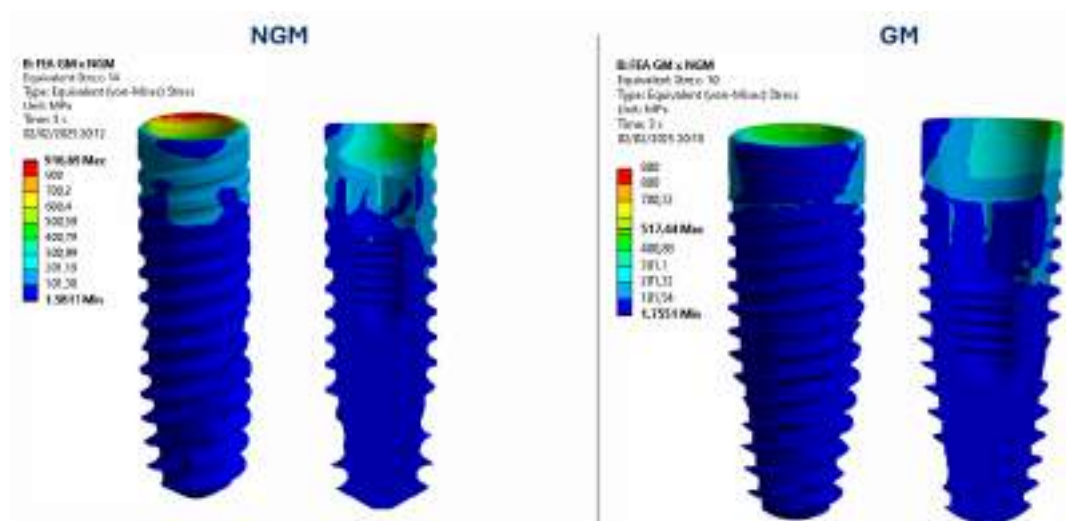


Figura 21- Distribuição das tensões de von Mises sobre cada implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) após a aplicação de força de 100N

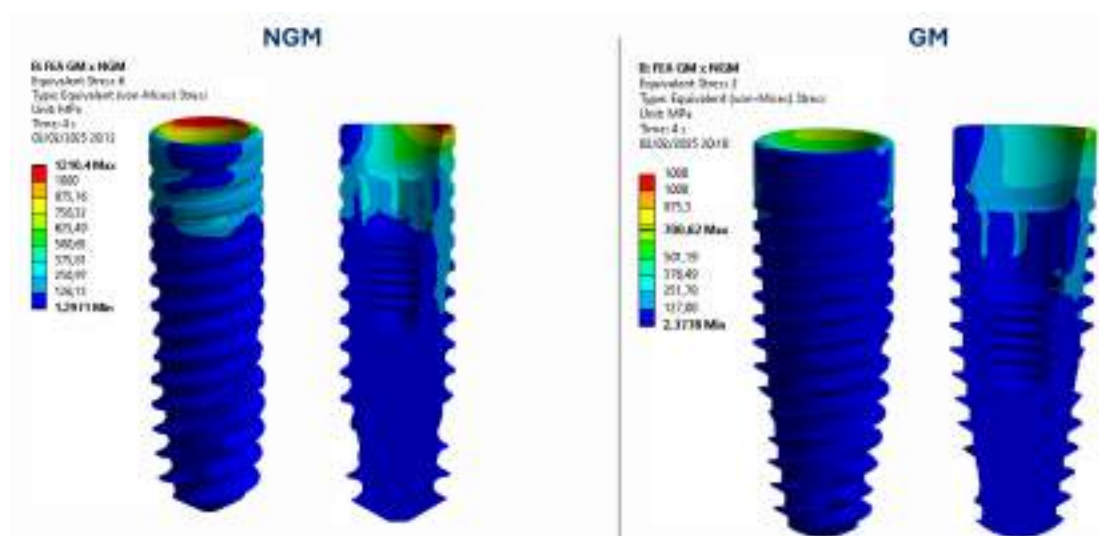


Figura 22- Distribuição das tensões de von Mises sobre cada implante (Implante narrow NGM, Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda e implante Helix GM, Neodent, Curitiba, Brasil à direita) após a aplicação de força de 150N

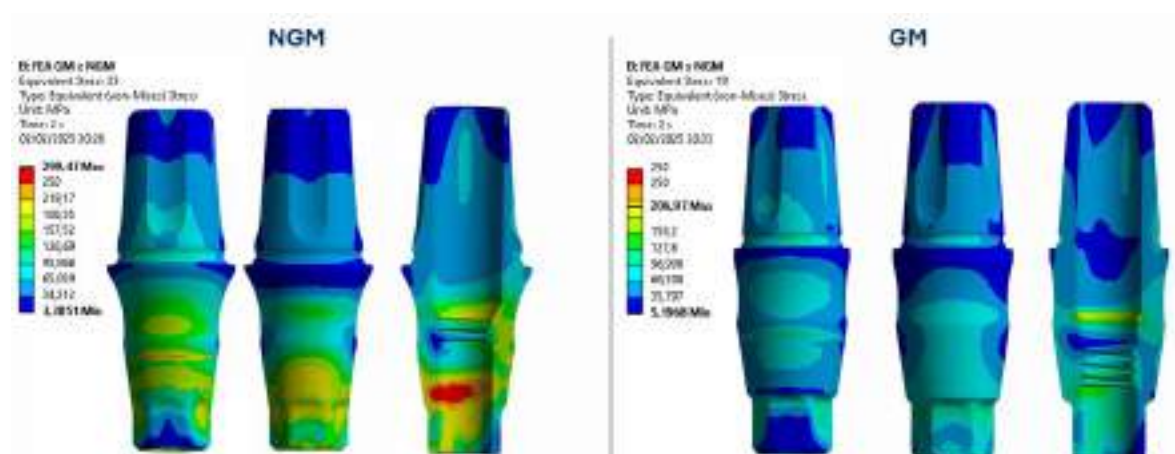


Figura 23- Distribuição das tensões de von Mises em cada munhão (munhão NGM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil e munhão GM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda) após a aplicação de força de 50N

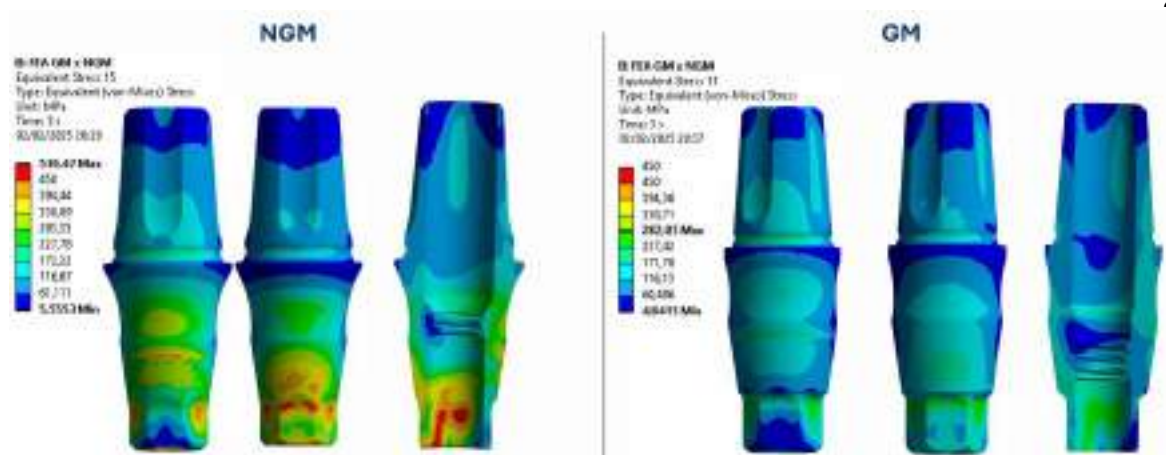


Figura 24- Distribuição das tensões de von Mises sobre cada munhão (munhão NGM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil e munhão GM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda) após a aplicação de força de 100N

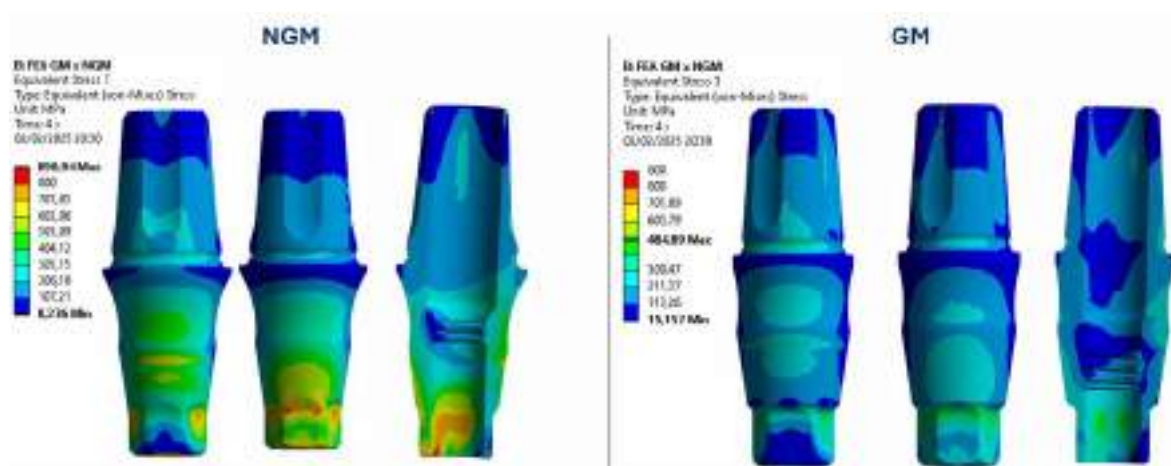


Figura 25-Distribuição das tensões de von Mises sobre cada munhão (munhão NGM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil e munhão GM 3.3 x 4 x 2.5 Neodent, Curitiba, Brasil à esquerda) após a aplicação de força de 150N

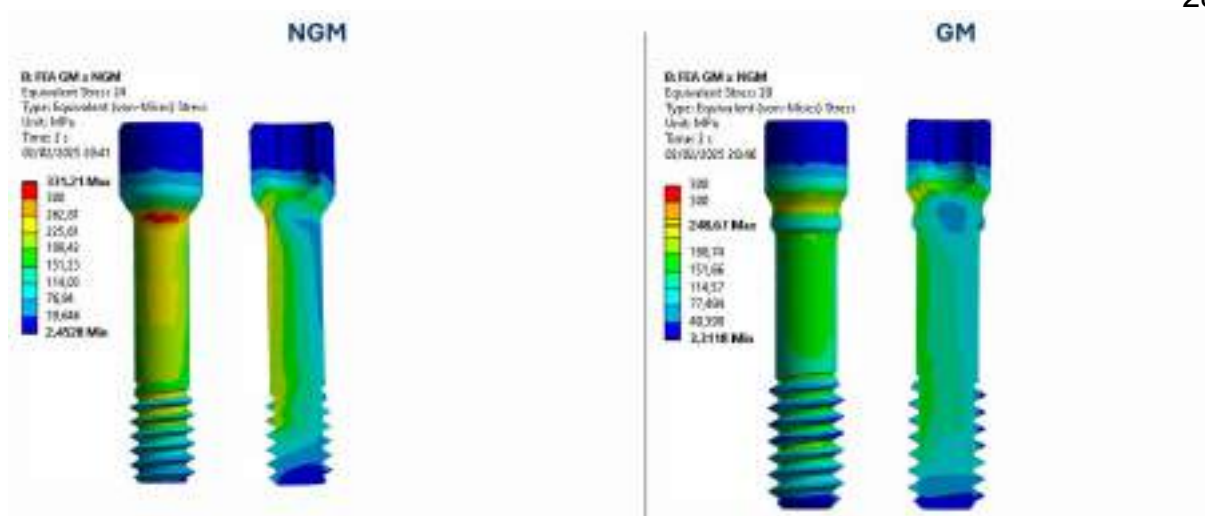


Figura 26- Distribuição das tensões de von Mises no parafuso do pilar GM Neo (Neodent, Curitiba, Brasil) com aplicação de força de 50N

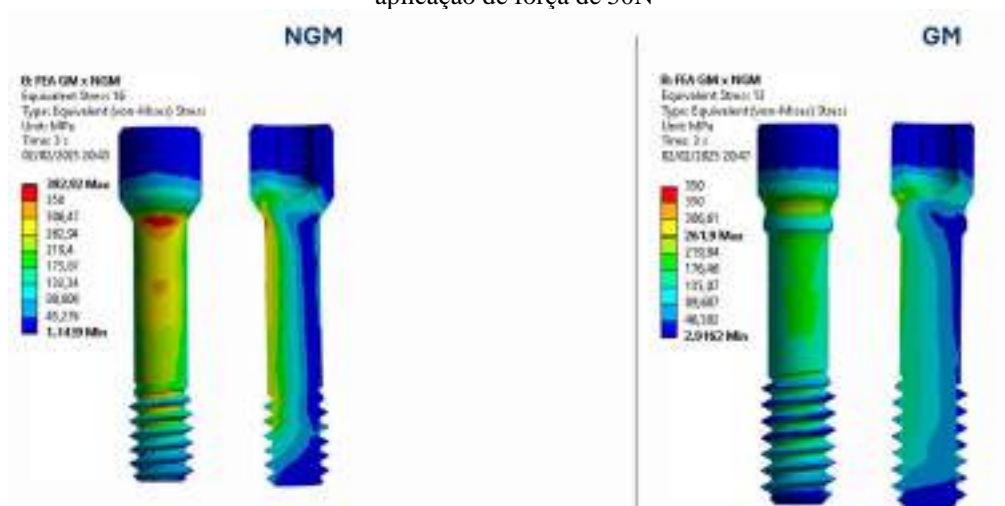


Figura 27- Distribuição das tensões de von Mises no parafuso do pilar GM Neo (Neodent, Curitiba, Brasil) com aplicação de força de 100N

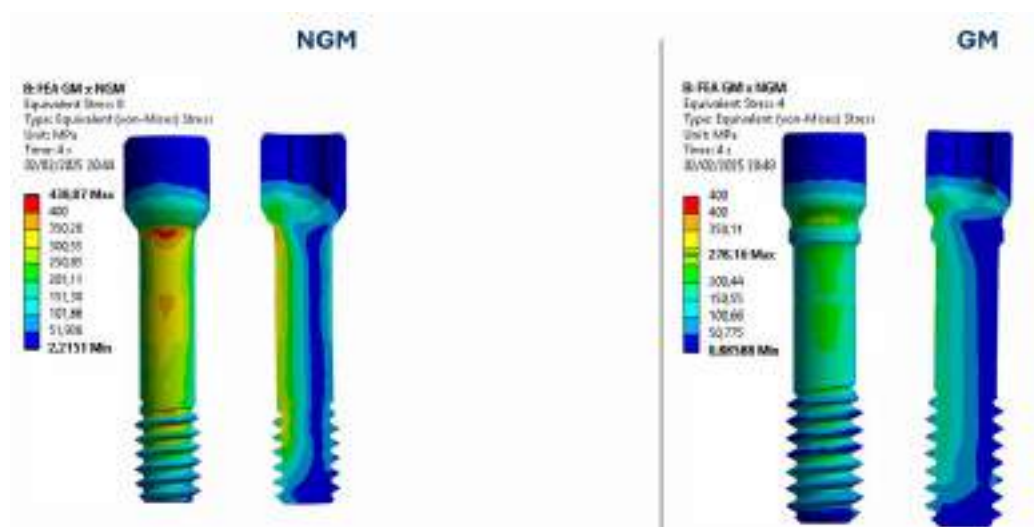


Figura 28- Distribuição das tensões de von Mises no parafuso do pilar GM Neo (Neodent, Curitiba, Brasil) com aplicação de força de 150N

Tabela 2- Resumo das tensões máximas de von Mises em cada componente da reabilitação

Força (N)	Implante	Tensões (MPa)			
		Osso	Implante	Componente	Parafuso (Componente)
50	NGM	32	619*	299	331
	GM	20	353*	207	249
100	NGM	57	917*	530	393
	GM	40	517*	282	262
150	NGM	85	1210*	891	431
	GM	51	701*	485	278

\*Tensões elevadas foram observadas na região superior do implante, especialmente em áreas de transição geométrica. Esses valores elevados resultam da singularidade da geometria, que ocorre quando há variações abruptas na espessura ou cantos vivos, que podem não condizer com a geometria real, levando a concentrações de tensão no modelo numérico. Esse efeito deve ser analisado com cautela.

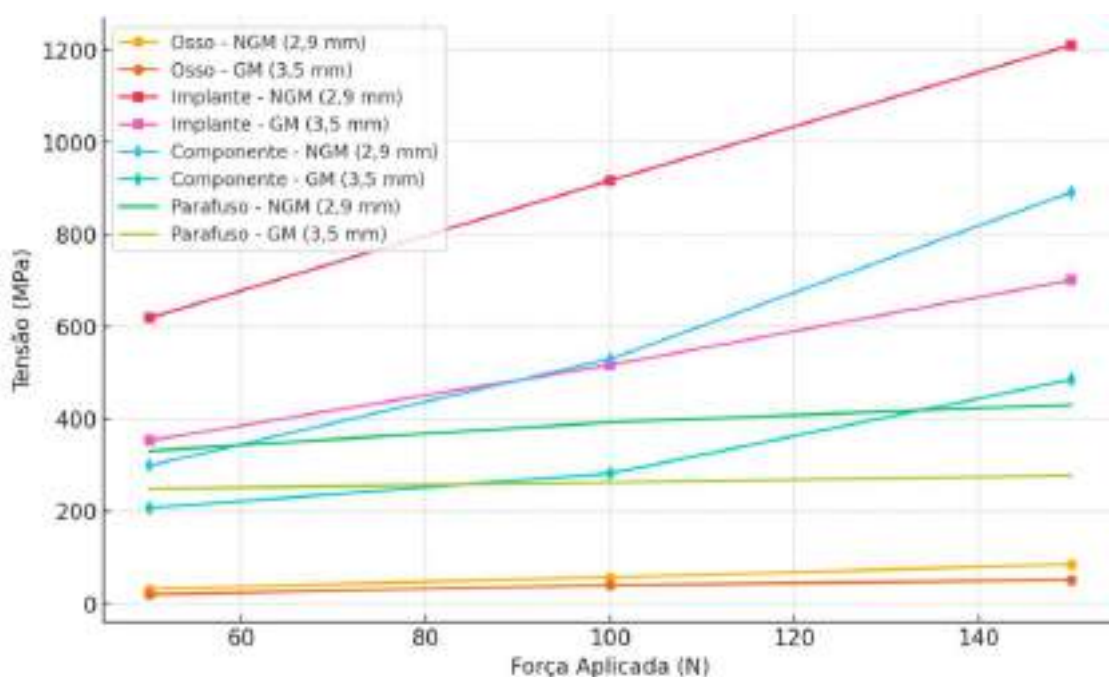


Figura 2915- Gráfico da distribuição de tensões (Mpa) em cada componente das reabilitações unitárias (NGM e GM) de acordo com as forças aplicadas (N)

## DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos (AEF) tem sido amplamente utilizada para aprimorar a compreensão da biomecânica em torno de sistemas de implantes, oferecendo uma alternativa segura e econômica em relação aos experimentos clínicos tradicionais. Essa técnica utiliza uma abordagem matemática que subdivide estruturas complexas em pequenos elementos simples, facilitando a realização de estudos precisos e detalhados. Diversos autores têm demonstrado a eficácia da AEF na simulação da distribuição de tensões em implantes dentários, contribuindo para a otimização dos tratamentos reabilitadores <sup>6,7,9,16,23,24</sup>.

O objetivo deste estudo foi avaliar a biomecânica associada aos implantes estreitos (2,9 mm) em comparação com implantes de diâmetro de 3,5 mm na região de incisivo lateral superior. Os achados revelaram que os implantes estreitos geraram maiores concentrações de tensões no osso, no corpo do implante e nos componentes protéticos. Essa diferença pode ter

implicações significativas na longevidade e no sucesso clínico das reabilitações implantossuportadas, especialmente em áreas de alta demanda funcional.

A presente pesquisa adotou um modelo tridimensional com características isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas para o tecido ósseo, desconsiderando a diferenciação entre os tecidos cortical e trabecular. Essa simplificação representa uma limitação importante para a interpretação dos resultados, uma vez que ignora a complexidade estrutural do osso, que é naturalmente irregular e heterogêneo. Além disso, foi assumido um contato osso-implante (BIC) de 100%, divergindo dos achados de Braut et al. (1991), que relataram um BIC de 50 a 60% em estudos com mini porcos. Essa suposição pode ter impactado a precisão dos resultados, subestimando a variabilidade biológica observada em diferentes contextos clínicos <sup>15</sup>.

A utilização de cargas oblíquas de 50, 100 e 150 Newtons a um ângulo de 45 graus em relação ao eixo longitudinal do implante permitiu uma avaliação mais realista das condições biomecânicas. Estudos anteriores, como os de Eskitascioglu et al. (2004) e Sahin et al. (2002), demonstraram que forças oclusais raramente se alinham com o eixo longitudinal do implante, gerando momentos de flexão que podem comprometer sua estabilidade a longo prazo. Da mesma forma, Cinel et al. (2017) e Watanabe et al. (2003) destacaram que cargas oblíquas induzem maiores concentrações de tensão em comparação com cargas axiais, justificando sua aplicação no presente estudo <sup>9,10,25,26</sup>.

A escolha de simular um espessamento ósseo remanescente de 1 mm ao redor dos implantes fundamenta-se nas evidências de Januário et al. (2011), Wang et al. (2014) e Braut et al. (2011), que demonstraram que a maioria dos sítios na região anterior da maxila apresenta uma parede óssea vestibular fina (< 1 mm). Essa abordagem permitiu avaliar o comportamento biomecânico dos implantes em um ambiente que reflete condições anatômicas reais, tornando os resultados mais clinicamente relevantes <sup>13,15,20</sup>.

Os achados deste estudo estão alinhados com a literatura existente. Santinoni et al. (2018) demonstraram, por meio de análises de elementos finitos 3D, que implantes estreitos (2,9 mm) exibem níveis mais elevados de tensão e microdeformação em comparação com implantes de diâmetro regular (3,75 mm), especialmente sob cargas inclinadas. Em nosso estudo, o implante NGM (2,9 mm) apresentou concentrações de tensão significativamente maiores no corpo do implante em comparação com o implante GM (3,5 mm). Embora as tensões máximas no osso tenham permanecido abaixo do limite elástico do osso tipo II (170 MPa), os valores foram superiores no modelo NGM, indicando que implantes estreitos podem levar a uma remodelação óssea mais acentuada ao longo do tempo <sup>7</sup>.

Além disso, revisões sistemáticas, estudos in vitro e estudos retrospectivos, como os de Marcantonio et al. (2022), Klein et al. (2014), Terrats et al. (2024) e Hirata et al. (2016), ressaltam a eficácia e segurança dos implantes estreitos, mas também destacam a necessidade de investigar mais profundamente os fatores que influenciam sua longevidade. A maior concentração de tensões observada nos implantes estreitos neste estudo corrobora com esses achados, sugerindo uma maior suscetibilidade a falhas mecânicas <sup>3,27-29</sup>.

É importante ressaltar que a AEF, apesar de sua utilidade, possui limitações inerentes. Os modelos utilizados foram simplificados, não considerando a anisotropia e a viscoelasticidade do tecido ósseo, além de pressupor propriedades isotrópicas e homogêneas para os materiais. Essas simplificações podem influenciar a precisão dos resultados e devem ser consideradas ao interpretar os achados. Além disso, foram observadas tensões elevadas na porção superior do implante, particularmente nas áreas de transição geométrica, alcançando valores de até 1210 MPa quando submetido a uma força de 150 N no implante NGM e alcançando 701 MPa no corpo do implante GM. Esses valores elevados podem resultar da singularidade da geometria, que ocorre quando há variações abruptas na espessura ou cantos

vivos, que podem não condizer com a geometria real, levando a concentrações de tensão no modelo numérico. Esse efeito deve ser analisado com cautela.

## CONCLUSÃO

A análise de elementos finitos demonstrou que implantes estreitos (NGM - 2,9 mm) geram maiores concentrações de tensões no osso, no corpo do implante e nos componentes protéticos em comparação aos implantes regulares (GM - 3,5 mm). Embora as tensões máximas observadas no osso permaneçam abaixo do limite elástico do osso tipo II (170 MPa), os valores elevados nas estruturas protéticas do NGM sugerem um risco potencial aumentado de falhas mecânicas sob cargas mastigatórias elevadas. Em contraste, o implante GM apresentou uma distribuição de tensões mais uniforme, indicando maior estabilidade biomecânica. Assim, a escolha entre implantes estreitos e regulares deve considerar cuidadosamente a magnitude das cargas aplicadas, priorizando implantes de maior diâmetro em situações de maior demanda funcional para reduzir riscos de sobrecarga e aumentar a longevidade das reabilitações implantossuportadas.

## REFERÊNCIAS

1. Telles LH, Portella FF, Rivaldo EG. Longevity and marginal bone loss of narrow-diameter implants supporting single crowns: A systematic review. *PLoS One*. 2019 Nov 1;14(11).
2. Hamed MT, Mously HA, Ghulman MM, Naguib GH. Impact of dental implant diameter on the efficiency of fatigue: A systematic review analysis. *J Pak Med Assoc*. 2021 Jun 1;71(6):1648–54.
3. Terrats RG, Liñares MB, Punset M, Molmeneu M, Nart Molina J, Ruíz Magaz V, et al. Influence of Narrow Titanium Dental Implant Diameter on Fatigue Behavior: A Comparison between Unitary and Splinted Implants. *J Clin Med*. 2024 Mar 1;13(6).
4. Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct 1;29:21–40.

5. Trbakovic A, Bongenhielm U, Thor A. A clinical and radiological long-term follow-up study of narrow diameter implants in the aesthetic area. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug 1;20(4):598–605.
6. Selna LG, Shillingburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures — axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res*. 1975;9(2):237–52.
7. Santinoni C dos S, Batista VE de S, Oliveira HFF e, Lemos CAA, Cruz RS, Verri FR. Biomechanical analysis of narrow dental implants for maxillary anterior rehabilitation. *Rev Odontol UNESP*. 2023;52:e20230027.
8. Falcinelli C, Valente F, Vasta M, Traini T. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dental Materials*. 2023 Jun 1;39(6):539–56.
9. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):144–50.
10. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent [Internet]*. 2002;30:271–82. Available from: [www.elsevier.com/locate/jdent](http://www.elsevier.com/locate/jdent)
11. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2009 Jul;18(5):393–402.
12. Prasitwuttisak S, Chantarapanich N, Apinyauppatham K, Poomparnich K, Ingiam S. Clinical challenges of biomechanical performance of narrow-diameter implants in maxillary posterior teeth in aging patients: A finite element analysis. *PLoS One*. 2024 Mar 1;19(3):1–17.
13. Januário AL, Duarte WR, Barriviera M, Mesti JC, Araújo MG, Lindhe J. Dimension of the facial bone wall in the anterior maxilla: A cone-beam computed tomography study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Oct;22(10):1168–71.
14. Wang HM, Shen JW, Yu MF, Chen XY, Jiang QH, He FM. Analysis of Facial Bone Wall Dimensions and Sagittal Root Position in the Maxillary Esthetic Zone: A Retrospective Study Using Cone Beam Computed Tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Sep 19;29(5):1123–9.
15. Braut V, Bornstein M, Belser U, Buser D. Thickness of the Anterior Maxillary Facial Bone Wall—A Retrospective Radiographic Study Using Cone Beam Computed Tomography. *Int J Periodontics Restorative Dent [Internet]*. 2011;31(2):125–31. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/51049379>
16. 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>

17. 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.
18. 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.
19. Zhang C, Wang Y. Biomechanical Analysis of Axial Gradient Porous Dental Implants: A Finite Element Analysis. *J Funct Biomater*. 2023 Dec 1;14(12).
20. 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.
21. Jiang T, Wu RY, Wang JK, Wang HH, Tang GH. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Sci Rep*. 2020 Dec 1;10(1).
22. 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/>
23. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):539–46.
24. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2009 Jul;18(5):393–402.
25. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 Mar 1;119(3):417–25.
26. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2003;91(1):31–6.
27. Marcantonio Junior E, Sartori IA de M, Vianna CP, Rocha RS, Caldas W, Trojan LC. Influence of risk factors on the long-term survival of oral rehabilitation with extra-narrow implants: a retrospective study. *Journal of Applied Oral Science*. 2022;30.
28. Klein M, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jan;29(Supplement):43–54.
29. Hirata R, Bonfante EA, Anchieta RB, Machado LS, Freitas G, Fardin VP, et al. Reliability and failure modes of narrow implant systems. *Clin Oral Investig*. 2016 Sep 1;20(7):1505–13.



## 2. Artigo científico 2

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

### **REABILITAÇÃO DE ARCO TOTAL MANDIBULAR ATRAVÉS DE FLUXO PARCIALMENTE DIGITAL E ANALÓGICO: RELATO DE DOIS CASOS CLÍNICOS**

### **REHABILITACIÓN EN ARCO TOTAL MANDIBULAR A TRAVÉS DE FLUJO PARCIALMENTE DIGITAL Y ANALÓGICO: RELATO DE DOS CASOS**

Wesly Mejia Manrique<sup>1</sup>  
Gabriela da Silva Nacer Marek<sup>2</sup>  
Carla Cristine Vieira Araújo Machado<sup>3</sup>  
Marcio Elias Francês Brito<sup>3</sup>  
Erton Massamitsu Miyasawa<sup>4</sup>  
Elisa Mattias Sartori<sup>5</sup>  
Luis Eduardo Marques Padovan<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Mestranda do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>2</sup>Mestre e Doutoranda do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>3</sup>Mestre em Implantodontia do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>4</sup>Professor Doutor Colaborador do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>5</sup>Professora Doutora do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

<sup>6</sup>Professor Doutor do Programa de Pós-Graduação da Faculdade ILAPEO

#### **RESUMO**

A reabilitação total mandibular com implantes em carga imediata requer precisão no planejamento e execução cirúrgico-protética. O objetivo deste estudo é demonstrar duas abordagens, do planejamento à reabilitação, por meio de técnica parcialmente digital ou analógica. No primeiro paciente, como os dentes anteriores estavam presentes e a dimensão vertical de oclusão (DVO) era correta, foi realizado um escaneamento intraoral e tomografia computadorizada, e o planejamento cirúrgico foi realizado no software CoDiagnostiX® e o protético no software Exocad®, para confecção de um guia cirúrgico e um guia multifuncional. Foram instalados 4 implantes Helix GM (Neodent®) e após a moldagem, foi instalado uma prótese imediata. No segundo, foi realizado moldagem, ajustes dos planos de cera, montagem em articulador semi ajustável (ASA) e prova dos dentes, sendo confeccionado um guia multifuncional por duplicação. Foram instalados 4 implantes BLX (Straumann®) guiados proteticamente e após a moldagem, instalado uma prótese imediata. Na análise tomográfica os implantes mostraram-se em posição ideal. Ambas as técnicas proporcionaram eficiência em relação a estética e biomecânica da prótese, alcançando um ótimo resultado funcional. A técnica parcialmente digital mostrou um fluxo mais rápido em relação à analógica, reduzindo o tempo de tratamento. Através da apresentação desses dois casos clínicos podemos concluir que é possível oferecer reabilitação para casos mandibulares complexos tanto por meio parcialmente digital quanto analógico, com resultados funcionais e estéticos. No entanto, a técnica parcialmente digital mostrou uma resolução mais rápida trazendo maior conforto ao paciente e aumento da produtividade clínica.

**Palavras-chave:** Carga Imediata em Implante Dentário; Planejamento de Prótese Dentária; Prótese Dentária Fixada por Implante; Reabilitação Bucal.

## INTRODUÇÃO

A reabilitação oral em pacientes edêntulos com implantes dentais em carga imediata tem revolucionado a prática odontológica ao combinar previsibilidade funcional com alta satisfação dos pacientes. No contexto das exodontias múltiplas em arco mandibular, a instalação de implantes para suportar próteses híbridas tipo protocolo apresenta desafios técnicos que demandam precisão no planejamento e execução cirúrgico-protética.<sup>1</sup>

As abordagens digital e analógica despontam como alternativas amplamente viáveis e versáteis para o manejo de situações clínicas desafiadoras no campo da reabilitação oral, especialmente na instalação de implantes dentários.<sup>2</sup> A abordagem parcialmente digital, ou híbrida, combina elementos analógicos com as vantagens do uso de tecnologias digitais, destacando-se por benefícios inegáveis. Entre esses benefícios estão o planejamento virtual detalhado, que permite mapear com precisão a anatomia do paciente utilizando dados obtidos por tomografias computadorizadas e escaneamentos intraorais.<sup>3</sup> A integração dessas tecnologias resulta em maior previsibilidade de resultados clínicos, facilitando o ajuste individualizado tanto do posicionamento cirúrgico do implante quanto do planejamento protético, otimizando a relação entre funcionalidade e estética. Além disso, o fluxo digital potencializa a eficiência, reduzindo o tempo clínico e laboratorial e diminuindo as incertezas associadas ao processo tradicional.<sup>4</sup> Tecnologias como guias cirúrgicos impressos em manufatura aditiva (impressão 3D) e softwares avançados de planejamento têm desempenhado um papel crescente no sucesso dessa abordagem, garantindo maior precisão e segurança, especialmente em casos de carga imediata.<sup>5</sup>

Em contrapartida, o fluxo analógico mantém sua relevância como uma estratégia robusta e amplamente difundida, capaz de suprir as necessidades de diferentes realidades clínicas, sobretudo onde recursos tecnológicos ainda não são amplamente disponíveis. Essa

abordagem dispensa grande parte da dependência de tecnologias modernas, baseando-se essencialmente na experiência clínica do profissional, que se torna um fator determinante para alcançar alta precisão nos resultados. A confiabilidade do fluxo analógico reside em sua natureza adaptável, permitindo que decisões importantes sejam tomadas no momento da cirurgia, com ajustes baseados na observação direta das condições anatômicas e funcionais. Suas principais vantagens incluem a maior acessibilidade econômica, particularmente para clínicas em regiões com menor infraestrutura tecnológica, e sua flexibilidade para adaptação em casos complexos, onde improvisação e ajustes são muitas vezes indispensáveis.<sup>6</sup>

Dessa forma, ambas as abordagens, digital e analógica, desempenham papéis complementares na odontologia contemporânea, atendendo às diferentes demandas clínicas, contextos socioeconômicos e preferências profissionais, reafirmando sua relevância em cenários que exigem precisão, previsibilidade e satisfação dos pacientes.<sup>7</sup>

Este relato de caso descreve, no primeiro exemplo, um protocolo utilizando um fluxo parcialmente digital para instalação de implantes em mandíbula após exodontias, com subsequente reabilitação com carga imediata. No segundo caso, aborda-se o uso de um fluxo analógico para atingir objetivos semelhantes. Ambos os casos enfatizam o planejamento cuidadoso, a escolha de técnica baseada em condições individuais dos pacientes e os resultados clínicos esperados em termos de funcionalidade e estética.

## **CASO CLÍNICO 1**

Paciente do sexo feminino de 71 anos, compareceu a clínica da faculdade ILAPEO para reabilitação com implantes dentais na arcada dentária inferior. Relatou na anamnese a presença de duas doenças sistêmicas controladas, diabetes mellitus tipo 2 e hipertensão arterial, e uma reabilitação total da arcada superior com quatro implantes tipo protocolo realizado na mesma faculdade.

Durante exame clínico inicial, foi possível verificar ausência na arcada inferior dos elementos 35, 36, 37, 38, 47 e 48, e implantes dentais na região dos dentes 31, 45 e 46, e quatro implantes na arcada superior a serem reabilitados por uma prótese tipo protocolo híbrida dentogengival (Figura 1 - A, B). No exame radiográfico, constatou-se uma perda óssea ao redor do implante da região do dente 45, e falta de quantidade óssea em altura para nova reabilitação com implante na mesma região, assim como falta de altura na região de 35 e 36 para instalação de implantes convencionais (Figura 1- C).

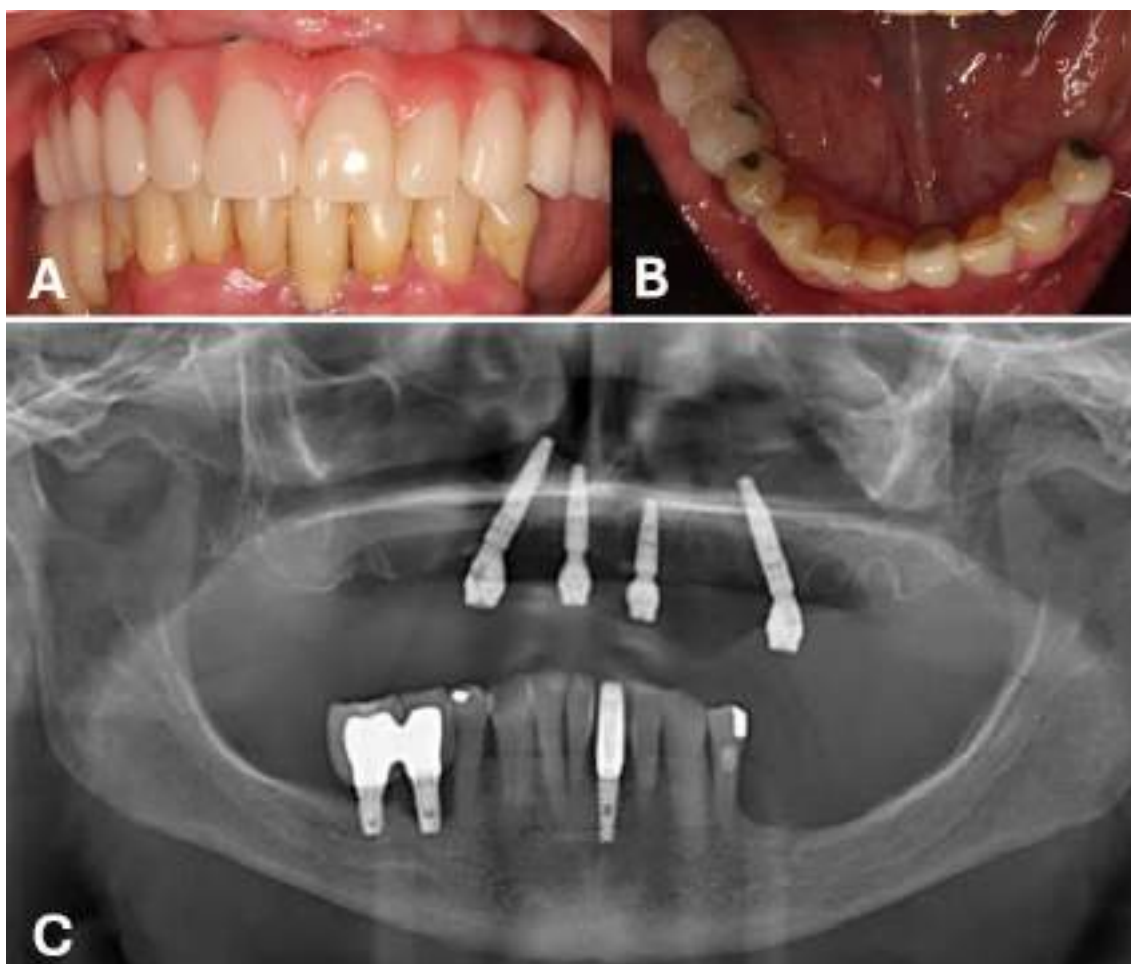


Figura 1- A- Fotografia inicial intraoral frontal em oclusão; B- Fotografia inicial intraoral da arcada inferior; C- Radiografia panorâmica inicial

A paciente foi informada sobre as opções de tratamento para reabilitação da região posterior da mandíbula, que incluíam cirurgia de lateralização do nervo alveolar inferior ou

enxerto ósseo, com o objetivo de viabilizar a instalação de implantes. No entanto, essas alternativas foram recusadas pela paciente em razão dos riscos de complicações e da maior morbidade associada aos procedimentos. O plano de tratamento aprovado consistiu na realização de exodontias dos dentes e implantes inferiores remanescentes, seguida pela instalação de novos implantes, visando à reabilitação com uma prótese híbrida dentogengival.

Neste caso, foi escolhido um fluxo parcialmente digital para a reabilitação, integrando tecnologias modernas que proporcionam maior precisão e previsibilidade ao tratamento. Inicialmente, foi realizado um escaneamento intraoral utilizando o scanner Virtuo Vivo™ (Straumann®, Basel, Suíça). Para melhorar a identificação dos tecidos moles durante o escaneamento, foi utilizado um artefato confeccionado com resina TopDam e adesivo OralAid (Figura 2 A-B). Esse processo resultou na criação de um modelo tridimensional no formato STL (Standard Tessellation Language ou Standard Triangle Language). Adicionalmente, foi obtida uma tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT), que forneceu um conjunto de arquivos DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). A integração desses dados permitiu a sobreposição precisa entre o modelo tridimensional e as imagens tomográficas, garantindo maior acurácia e detalhamento anatômico no planejamento cirúrgico. O planejamento tridimensional foi realizado com o software CoDiagnostiX® (Dental Wings GmbH, Chemnitz, Alemanha), permitindo a análise detalhada da anatomia mandibular e a definição da posição ideal dos implantes. O software de planejamento digital Exocad® (Exocad GmbH, Frankfurt, Alemanha) foi utilizado para a montagem digital dos dentes, e o guia cirúrgico personalizado foi projetado e confeccionado (Figura 4-C), garantindo uma execução clínica alinhada ao planejamento virtual e minimizando desvios durante o procedimento. Essa abordagem combinou eficiência na fase preparatória e segurança na etapa cirúrgica.

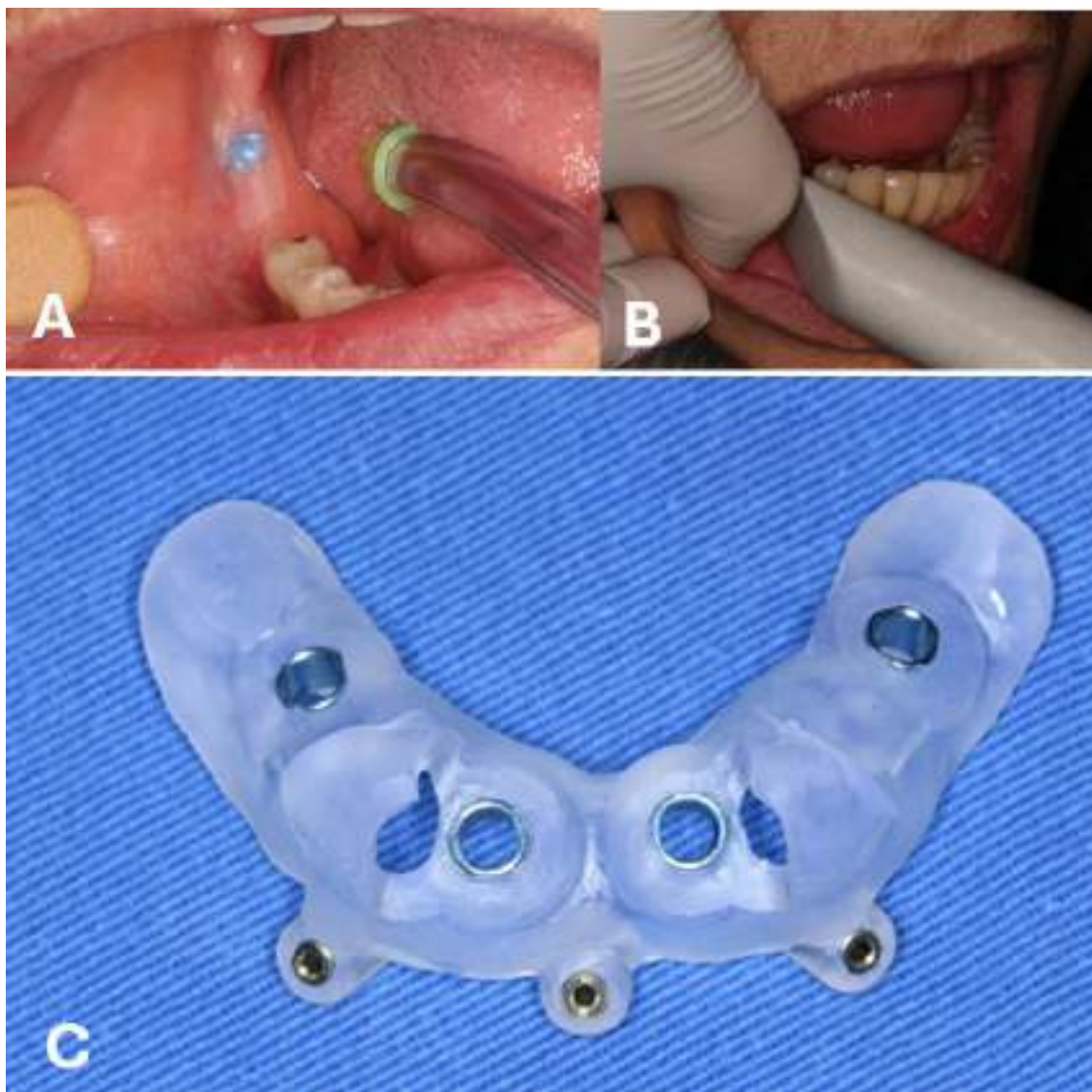


Figura 2 - Planejamento e confecção do guia cirúrgico: A- Preparo para escaneamento intraoral com TopDam® e OralAid®; B- Escaneamento com scanner Virtuo Vivo™ (Straumann®, Basel, Suíça); C- Guia cirúrgico impresso com as anilhas adaptadas.

Como medicação pré-operatória, foram administrados 4 mg de Dexametasona e 5 mg de Diazepam. Após a aplicação de anestesia troncular bilateral do nervo alveolar inferior e nervo bucal com Mepivacaína 2% associada à Adrenalina 1:100.000 (Mepiadre®, DFL, Rio de Janeiro, Brasil), a paciente foi submetida à incisão e retalho total para a realização da exodontia dos dentes remanescentes e remoção de implantes na região dos elementos 44 e 31. Os dentes 33 e 43 foram mantidos, funcionando como apoio para estabilização do guia cirúrgico, sendo

posteriormente extraídos após a instalação dos implantes. Os implantes Helix GM Acqua (Neodent®, Curitiba, Brasil) de 3,75 x 13 mm foram inseridos nas regiões dos dentes 34 e 44, enquanto implantes de 3,50 x 13 mm foram posicionados nas regiões dos dentes 32 e 42, todos com torque progressivo de pelo menos 40 N.cm. A instalação dos implantes foi realizada com o auxílio do sistema de cirurgia guiada EasyGuide (Neodent®, Curitiba, Brasil) (Figura 3 A). Foram instalados mini pilares cônicos retos (Neodent®, Curitiba, Brasil) de 3,5mm de altura de transmucoso sobre os implantes da região dos dentes 34, 32, 42 e um mini pilar cônico angulado de 17 graus de 3,5 mm de transmucoso (Neodent®, Curitiba, Brasil) na região do dente 44. (Figura 3 B)

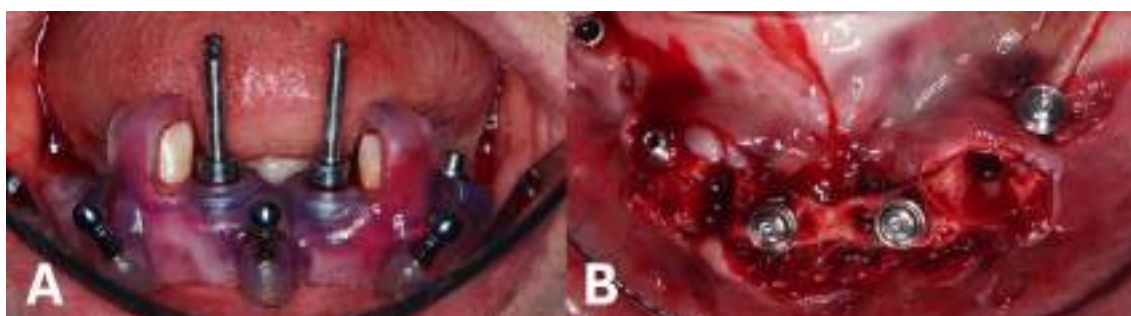


Figura 3 - Procedimento cirúrgico: A- Vista frontal do guia cirúrgico posicionado e estabilizado com pinos de fixação para instalação dos implantes; B- Vista oclusal dos mini pilares cônicos instalados sobre os implantes.

Os procedimentos protéticos seguiram o protocolo tradicional analógico, utilizando o guia multifuncional como ferramenta central para garantir precisão e eficiência no processo de transferência das condições clínicas do paciente para o laboratório (Figura 4-A). Inicialmente, o guia multifuncional foi adaptado na boca do paciente para capturar as relações intermaxilares e a posição ideal dos implantes no rebordo mandibular. Em seguida, este guia foi empregado como transferente de moldeira durante a moldagem, permitindo uma reprodução fiel da anatomia do rebordo e a localização dos implantes (Figura 4-B)



Figura 4- A- Guia Multifuncional produzido por método analógico; B- Guia Multifuncional adaptado em boca

A partir desse molde, confeccionou-se o modelo de trabalho, no qual a prótese foi projetada e finalizada, atendendo aos critérios estéticos e funcionais. Este protocolo foi essencial para a elaboração e instalação da prótese em carga imediata, garantindo um alinhamento preciso entre o planejamento inicial e o resultado final, bem como a satisfação do paciente. (Figura 5 - A e B)



Figura 5- A- Fotografia frontal intraoral da reabilitação tipo protocolo híbrido mandibular dentogengival instalada em carga imediata através de fluxo parcialmente digital; B- Fotografia frontal extraoral inicial; C- Fotografia frontal extraoral do pós-operatório após a instalação da prótese.

## RELATO DE CASO 2

O presente caso clínico descreve a reabilitação de uma paciente do sexo feminino, 82 anos, que procurou atendimento odontológico relatando mobilidade severa dos dentes inferiores e dificuldade para mastigação. Durante a anamnese, constatou-se um histórico

médico relevante, incluindo osteoporose e insuficiência renal crônica leve, ambas sob acompanhamento médico regular. As condições sistêmicas foram cuidadosamente avaliadas, não apresentando contra indicações para o tratamento planejado. No âmbito odontológico, a paciente relatou ausência de elementos dentais na arcada inferior e ausência de reabilitações protéticas eficazes.

O exame clínico revelou mobilidade e inflamação gengival nos dentes remanescentes da mandíbula, associada à reabsorção óssea significativa na região posterior. (Figura 6 – A e B). Exames radiográficos complementares confirmaram uma atrofia óssea moderada a severa nos setores posteriores e condições estruturais satisfatórias na região interforaminal para instalação de implantes. (Figura 5 – C). Além disso, a paciente apresentava uma prótese total superior mal adaptada, que foi identificada como fator adicional para sua queixa funcional e estética.



Figura 6- A- Fotografia frontal inicial; B- Fotografia inicial da arcada inferior; C- Radiografia panorâmica inicial

Optou-se por um planejamento utilizando o fluxo totalmente analógico, considerando as limitações ósseas e a idade da paciente, que demandam simplicidade e previsibilidade. A abordagem incluiu a confecção de uma prótese total superior para reabilitação imediata da arcada superior, exodontias dos elementos dentais remanescentes inferiores (elementos 33, 32, 31, 41, 42, 43 e 44), e instalação de uma prótese fixa tipo protocolo híbrido dentogengival inferior sobre quatro implantes interforaminais, proporcionando reabilitação funcional com carga imediata.

O preparo pré-cirúrgico incluiu a realização de uma moldagem funcional da maxila, fundamental para a confecção da futura prótese total superior. Na sequência, realizou-se a prova do plano de cera, etapa crucial para determinar o plano oclusal e auxiliar na escolha dos dentes artificiais, garantindo estética e funcionalidade adequadas (Figura 7- A e B). Posteriormente, procedeu-se à prova da montagem dos dentes, permitindo ajustes na posição e na forma das futuras restaurações, além da validação estética, fonética e funcional com o paciente.

Após a determinação precisa da posição ideal dos dentes e a aprovação de todos os aspectos pelo paciente e pela equipe clínica, confeccionou-se o guia multifuncional para a arcada inferior. Esse guia foi utilizado para orientar o posicionamento dos implantes de maneira previsível e precisa, assegurando que a reabilitação fosse funcionalmente integrada e esteticamente harmoniosa com a prótese total superior planejada.

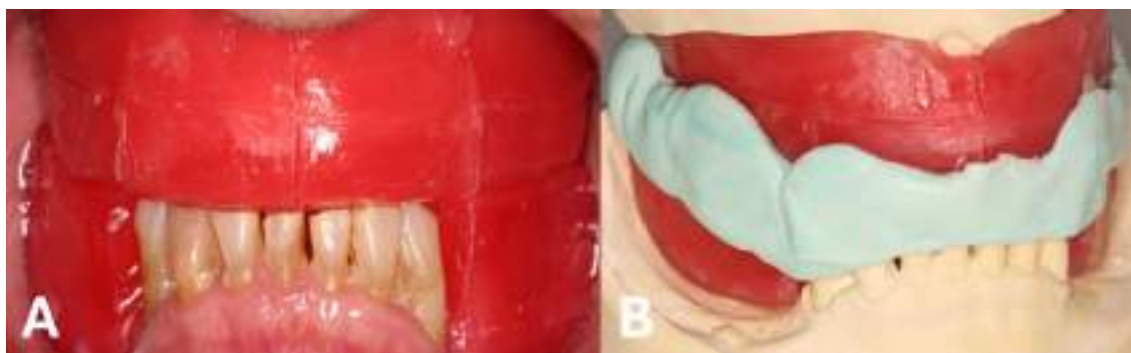


Figura 7- A- Prova do plano de cera superior e inferior; B- Registro oclusal com silicone denso de condensação para montagem em articulador semi ajustável

Durante o procedimento cirúrgico, sob anestesia local, os dentes inferiores remanescentes (elementos 33, 32, 31, 41, 42, 43 e 44) foram extraídos, seguidos da regularização do rebordo alveolar (Figura 8 A-D).

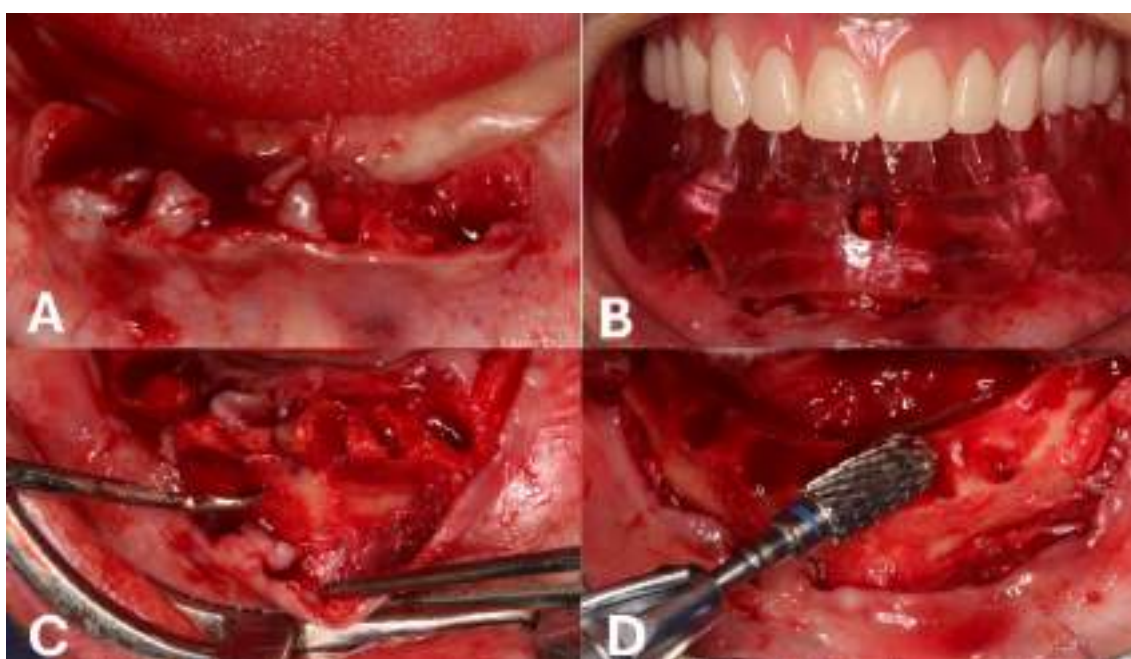


Figura 8- Procedimento cirúrgico: A- Alvéolos pós exodontia dos elementos dentais remanescentes; B- Prova do guia multifuncional pós exodontias; C- Demarcação da altura da osteotomia; D- osteotomia do processo alveolar mandibular

Com o auxílio do guia multifuncional, foram instalados quatro implantes de titânio Straumann ® (Institut Straumann AG, Basel, Suíça), modelo BLX com superfície SLActive, na região anterior da mandíbula. Os implantes nos sítios dos elementos 32 e 42 tinham 12 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, enquanto os dos sítios 34 e 44 possuíam o mesmo comprimento, mas com diâmetro de 4,5 mm. Todos os implantes alcançaram um torque de inserção adequado, superior a 45 N.cm (Figura 9-A). Em seguida, foram instalados os pilares aparafusados retos Straumann ® de 3,5 mm de altura de transmucoso. (Figura 9-B)

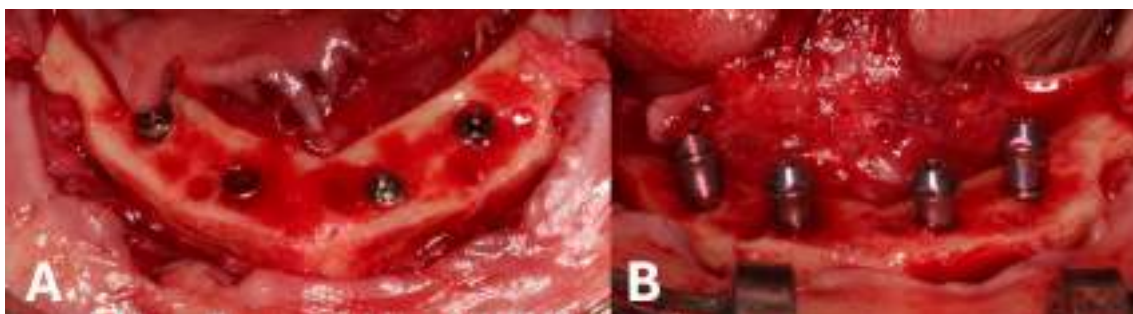


Figura 9- A- Instalação dos implantes Straumann® BLX; B- Instalação de pilares cônicos

Após a finalização da instalação dos implantes e pilares, o processo de sutura foi realizado com o fio Nylon Blue NB / Poliamida Monofilamentada Azul - USP 4-0 / Agulha R 15mm 1/2 círculo (Techsuture ®, Bauru, SP, Brasil), com o objetivo de promover uma adequada coaptação dos tecidos moles ao redor das áreas cirúrgicas, favorecendo a cicatrização, a estabilidade dos implantes e a proteção do leito ósseo alveolar (Figura 10).



Figura 10- Suturas interrompidas aplicadas ao longo da incisão com atenção ao alinhamento das bordas do tecido

O guia multifuncional, ajustado previamente com base no planejamento cirúrgico e protético, serve como um dispositivo de referência e estabilidade para a moldagem. Ele foi posicionado sobre os implantes instalados, com o auxílio de pilares de moldagem de moldeira aberta Straumann ® (Straumann AG, Basel, Suíça), e assegurou a correta captura das inclinações e posicionamentos dos implantes. Além disso, o rebordo alveolar remanescente, já modelado cirurgicamente, foi capturado para complementar as informações necessárias ao desenvolvimento de uma prótese funcional. (Figura 11- A e B).

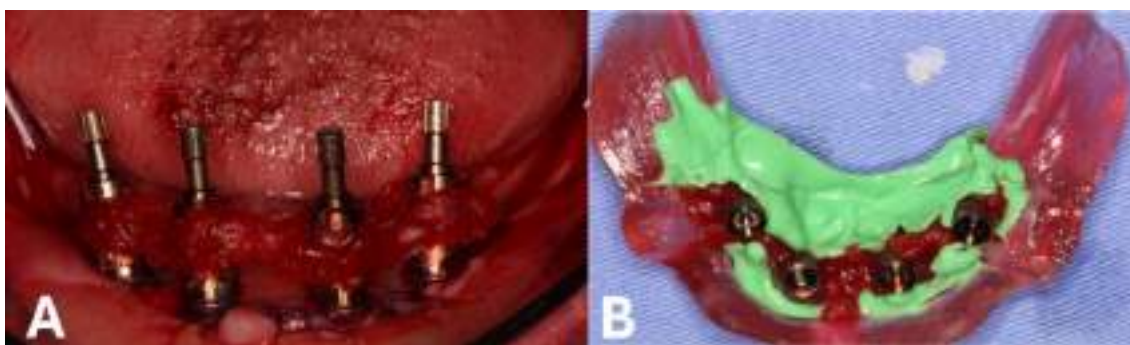


Figura 11- A- União dos pilares de moldagem para moldeira aberta Straumann® com a resina Pattern Resin™ GC para auxiliar na correta transferência e precisão no posicionamento dos implantes; B- Molde de transferência através do guia multifuncional

Durante a prova da montagem dos dentes foi realizado um refinamento no registro oclusal com a resina Pattern Resin™ GC (Figura 11).



Figura 12- Registro oclusal, com a resina Pattern Resin™ GC, da montagem dos dentes em cera

A prótese total superior foi instalada no dia seguinte, promovendo um suporte adequado para os tecidos moles da maxila. Logo em seguida, a prótese fixa tipo protocolo híbrido dentogengival foi instalada e ajustada para garantir ausência de pontos de sobrecarga oclusal, evitando movimentos inadequados e favorecendo a osseointegração. (Figuras 13 A-B).

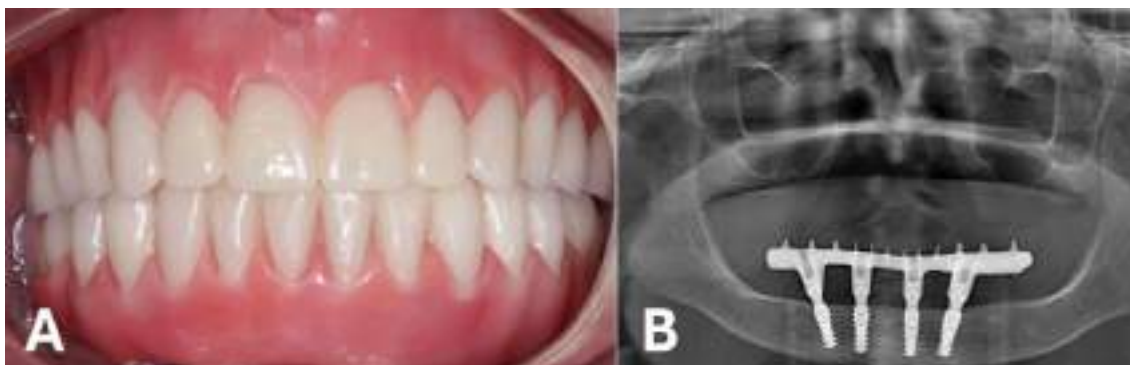


Figura 13- A- Fotografia frontal final da prótese tipo protocolo híbrida dentogengival instalada em carga imediata através de fluxo analógico convencional; B- Radiografia panorâmica final pós-operatória imediata

A paciente relatou grande satisfação com o resultado, destacando melhorias significativas em sua mastigação, fala e aparência. (Figura 14 A e B)



Figura 14- A- Fotografia frontal inicial; B- Fotografia frontal final

Este caso demonstra a eficácia de um fluxo analógico associado ao uso de um guia multifuncional, especialmente em pacientes idosos, com condições sistêmicas bem controladas, onde simplicidade, previsibilidade e funcionalidade são prioridades. Apesar dos desafios relacionados à reabsorção óssea e às condições médicas da paciente, as estratégias adotadas garantiram um desfecho satisfatório e seguro.

## DISCUSSÃO

Os dois casos apresentados neste estudo oferecem uma comparação entre as abordagens parcialmente digital e analógica, destacando suas vantagens, desvantagens e áreas de aplicação.

A abordagem através do fluxo parcialmente digital, escolhida no primeiro caso clínico, tem demonstrado ser uma técnica altamente eficiente para o planejamento e execução de procedimentos odontológicos complexos. Segundo estudos de Pereira et al., Joda et al., e Melenikiotis et al., evidenciam que a integração de tecnologias digitais, como os softwares CoDiagnostiX® e Exocad® (utilizados nesse caso clínico), juntamente com escaneamentos intraorais e tomografias computadorizadas, permitem um planejamento cirúrgico mais preciso e confiável. Entre as principais vantagens dessa abordagem destaca-se a previsibilidade do tratamento. O planejamento virtual detalha cada etapa do procedimento, auxiliando na antecipação de possíveis complicações e na otimização dos resultados estéticos e funcionais.<sup>7-</sup>

10

Outro benefício relevante é a redução do tempo clínico e laboratorial, que é mencionado por Joda et al. em 2015, em que o uso de ferramentas digitais acelera tanto o planejamento quanto a fabricação de próteses imediatas, contribuindo para uma abordagem mais ágil e integrada.<sup>8</sup> Do ponto de vista do paciente, Gallardo et al., reforça que a utilização do fluxo digital proporciona maior conforto devido ao menor tempo necessário na cadeira odontológica e à redução no número de consultas, o que resulta em uma experiência mais agradável.<sup>11</sup> Além disso, Vince et al., Shi et al. e Lin et al. destacam a importância da precisão na colocação de implantes, enfatizando que o uso de guias cirúrgicos impressos em 3D assegura a posição ideal dos implantes, uma eficácia amplamente corroborada por análises tomográficas subsequentes.

12-14

Entretanto, o fluxo parcialmente digital apresenta limitações que precisam ser consideradas. Joda et al., salienta que o investimento inicial pode ser elevado devido aos custos com equipamentos, software e treinamento, o que pode ser uma barreira para clínicas menores.<sup>4</sup> Outro desafio é a curva de aprendizado associada ao uso de novas tecnologias, que exige tempo

e dedicação para atingir níveis adequados de competência técnica. Além disso, a dependência tecnológica torna o processo vulnerável a falhas ou limitações dos softwares, que podem atrasar ou complicar a execução dos procedimentos.<sup>4,15,16</sup>

O fluxo analógico continua sendo uma abordagem confiável e amplamente utilizada em odontologia, especialmente em ambientes clínicos com recursos tecnológicos limitados. No contexto do caso clínico analisado, foram empregadas técnicas tradicionais, incluindo a tomada de impressões, ajustes em cera e montagem em articulador semi ajustável, procedimentos que permanecem fundamentais em muitas práticas odontológicas. Uma das principais vantagens desse método é a acessibilidade, já que não requer equipamentos ou softwares avançados, tornando-o viável em clínicas com orçamentos mais restritos. Outra vantagem é a adaptabilidade. Por se tratar de um método baseado em observação direta, o fluxo analógico permite ajustes imediatos durante o procedimento, proporcionando maior controle manual ao clínico. Além disso, a flexibilidade oferecida pelo fluxo analógico é especialmente valiosa em casos complexos, onde condições anatômicas desafiadoras podem demandar abordagens personalizadas ou improvisação.<sup>17</sup>

Apesar de suas vantagens, o fluxo analógico quando comparado com o fluxo digital por Papaspiridakus et al., Joda et al., Cappare et al., apresenta algumas desvantagens significativas. Ele tende a ser mais demorado tanto em termos de tempo clínico quanto no laboratório, o que pode afetar a produtividade do consultório e aumentar o tempo total do tratamento. A previsibilidade em relação à estética e funcionalidade final também pode ser menor em comparação com métodos digitais, que oferecem simulações virtuais detalhadas. Além disso, o fluxo analógico pode ser mais cansativo para o paciente devido ao maior número de consultas e à natureza manual dos procedimentos, como a repetição de etapas caso ajustes sejam necessários.

Nos dois casos clínicos apresentados, o guia multifuncional desempenhou um papel crucial na transferência analógica do posicionamento dos implantes. Essa abordagem descrita por Ozkomur e Manfroi em 2018, permitiu a reprodução precisa do planejamento virtual para o campo clínico, assegurando que os implantes fossem colocados nas posições desejadas de acordo com os critérios anatômicos e funcionais preestabelecidos.<sup>18</sup> Além disso, o uso do guia multifuncional otimizou a integração entre as etapas cirúrgica e protética, oferecendo maior previsibilidade e eficiência no tratamento reabilitador.

Ambas as técnicas demonstraram ser eficazes nos casos analisados, alcançando resultados funcionais e estéticos ótimos. No entanto, a escolha de uma ou outra dependerá de fatores como as condições anatômicas do paciente, a experiência do profissional, os recursos tecnológicos disponíveis e as expectativas do paciente.

O fluxo parcialmente digital se destaca por sua eficiência e previsibilidade, sendo especialmente útil em casos em que o tempo é um fator crítico. Por outro lado, o fluxo analógico conserva sua relevância como uma alternativa robusta e flexível em contextos em que a tecnologia digital não está disponível.

## **CONCLUSÃO**

A reabilitação de casos mandibulares complexos pode ser realizada com sucesso utilizando tanto o fluxo parcialmente digital quanto o analógico, alcançando resultados funcionais e estéticos satisfatórios. Entretanto, o uso da abordagem parcialmente digital demonstrou maior agilidade no processo, proporcionando ao paciente uma experiência mais confortável e otimizando a eficiência do tratamento na prática clínica.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chan MH, Nudell YA. All-on-4 Concept Update. Vol. 65, Dental Clinics of North America. W.B. Saunders; 2021. p. 211–27.
2. Papaspyridakos P, De Souza A, Finkelman M, Sicilia E, Gotsis S, Chen Y wei, et al. Digital vs Conventional Full-Arch Implant Impressions: A Retrospective Analysis of 36 Edentulous Jaws. *Journal of Prosthodontics*. 2023 Apr 1;32(4):325–30.
3. Mangano F, Veronesi G. Digital versus analog procedures for the prosthetic restoration of single implants: A randomized controlled trial with 1 year of follow-up. *Biomed Res Int*. 2018;2018.
4. Joda T, Brägger U. Digital vs. conventional implant prosthetic workflows: a cost/time analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Dec 1;26(12):1430–5.
5. Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus digital impressions for full arch screw-retained maxillary rehabilitations: A randomized clinical trial. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Mar 1;16(5).
6. Tortopidis D, Kaisarlis G. The Effect of Impression Technique and Implant Angulation on the Impression Accuracy of External- and Internal-Connection Implants. 2012;27(6):1422–8. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/233789990>
7. Pereira ALC, Medeiros VR, de Fátima Trindade Pinto Campos M, de Medeiros AKB, Yilmaz B, da Fonte Porto Carreiro A. Conventional and digital impressions for complete-arch implant-supported fixed prostheses: time, implant quantity effect and patient satisfaction. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2022;14(4):212–22.
8. Joda T, Brägger U. Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Sep;30(5):1047–53.
9. Melenikiotis AS, Vianna CP, Caldas W, Trojan LC, De Freitas RM. Using the Digital Flow to Increase Efficiency in Complex Partial Rehabilitation with Dental Implants. *Case Rep Dent*. 2022;2022.
10. Marsango V, Bollero R, D'Ovidio N, Miranda M, Bollero P, Barlattani Jr. Digital Work-Flow. *Oral Implantol (Rome)*. 2014;7(1):20–4.
11. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. Vol. 119, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2018. p. 214–9.
12. Vinci R, Manacorda M, Abundo R, Lucchina AG, Scarano A, Crocetta C, et al. Accuracy of edentulous computer-aided implant surgery as compared to virtual planning: A retrospective multicenter study. *J Clin Med*. 2020 Mar 1;9(3).

13. Shi Y, Wang J, Ma C, Shen J, Dong X, Lin D. A systematic review of the accuracy of digital surgical guides for dental implantation. *Int J Implant Dent*. 2023 Oct 25;9(1).
14. Lin CC, Wu CZ, Huang MS, Huang CF, Cheng HC, Wang DP. Fully digital workflow for planning static guided implant surgery: A prospective accuracy study. *J Clin Med*. 2020 Apr 1;9(4).
15. Unsal GS, Turkyilmaz I, Lakhia S. Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(4):e409–17.
16. Tatakis DN, Chien HH, Parashis AO. Guided implant surgery risks and their prevention. *Periodontol 2000*. 2019;81(1):194–208.
17. Ahmed S, Hawsah A, Rustom R, Alamri A, Althomairy S, Alenezi M, et al. Digital Impressions Versus Conventional Impressions in Prosthodontics: A Systematic Review. *Cureus*. 2024 Jan 2;
18. Ozkomur A, Manfroi F. Multifunctional Guide for Implant Placement, Impressions, and an Occlusal Index for Fixed Complete Dentures. *Journal of Prosthodontics*. 2018 Feb 1;27(2):197–200.