



FACULDADE
ILAPEO

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

**Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos
lisos duplos de 3,75 mm de diâmetro através de duas técnicas de instalação:
uma análise de elementos finitos**

CURITIBA
2024

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos lisos
duplos de 3,75mm de diâmetro através de duas técnicas de instalação: 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

CURITIBA
2024

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos lisos duplos de 3,75mm de diâmetro através de duas técnicas de instalação: análise de elementos finitos

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

BANCA EXAMINADORA

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

Aprovada em: ____/____/2024

Agradecimentos

Agradeço aos meus professores e colegas por compartilharem seus conhecimentos e experiências, inspirando-me a crescer intelectualmente e enfrentar os desafios com confiança.

Ao ILAPEO, por me proporcionar os recursos e oportunidades necessários para me desenvolver como um profissional competente e ético.

À minha família, meu pilar fundamental, agradeço pelo amor incondicional, apoio emocional e sacrifícios que tornaram meus estudos possíveis. Seu encorajamento e compreensão têm sido minha força em tempos difíceis.

Esta conquista não é só minha, mas também de todos vós que contribuístes para a minha formação. Com profunda gratidão e humildade, agradeço por fazer parte deste importante capítulo da minha vida.

Com amor e gratidão: Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado.

Sumário

1. Artigo científico	6
2. Trabalho técnico	20

1. Artigo científico

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

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA REABILITAÇÃO COM IMPLANTES ZIGOMÁTICOS LISOS DUPLOS DE 3,75 DE DIÂMETRO ATRAVÉS DE DUAS TÉCNICAS DE INSTALAÇÃO: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado¹

Erton Massamitsu Miyasawa²

Luis Eduardo Marques Padovan²

¹ Aluna do Programa de Mestrado em Implantodontia da Faculdade ILAPEO

² Professor do Programa de Pós Graduação da Faculdade ILAPEO

RESUMO

Nesta pesquisa utilizando análise de elementos finitos, investigamos o comportamento biomecânico dos elementos de uma reabilitação para maxilar totalmente desdentado, utilizando implantes zigomáticos de corpo liso duplos de 3,75 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento. Foram empregadas duas técnicas distintas de instalação: a canaleta sinusal para os implantes da hemi-arcada direita e a exteriorização para os da hemi-arcada esquerda. Utilizamos minipilares inclinados a 52° nos implantes anteriores e a 60° nos posteriores, todos com altura de transmucoso de 1,5 mm. Uma força axial bilateral de 100N foi aplicada sobre a estrutura metálica para simular a força oclusal, totalizando 200N. Os resultados indicam que as maiores tensões foram encontradas na região interna do ombro dos minipilares de 60°. A distribuição das tensões no tecido ósseo concentrou-se principalmente na região cervical dos implantes distais, enquanto as tensões na região apical foram mínimas, devido às propriedades físicas e elásticas do titânio, que permitiram a absorção e dissipação das forças ao longo do comprimento do implante. Quanto às técnicas de instalação, observou-se uma maior distribuição de forças na canaleta sinusal, possivelmente devido ao maior contato osso-implante. Apesar das limitações do estudo, conclui-se que a utilização de implantes zigomáticos duplos longos associados a minipilares com angulações de 52° e 60°, é uma opção segura e eficaz na reabilitação de maxilas atroficas, especialmente quando os implantes são esplintados por uma estrutura metálica e submetidos a cargas compatíveis com uma oclusão normal, sem parafunção.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos; Implantes zigomáticos; Maxila atrofica.

ABSTRACT

In this research using finite element analysis, we investigated the biomechanical behavior of components in a rehabilitation for a completely edentulous maxilla, employing dual smooth-bodied zygomatic implants with a diameter of 3.75 mm and a length of 40 mm. Two distinct installation techniques were

employed: the sinus channel technique for implants on the right hemi-arch, and the externalization technique for those on the left hemi-arch. We used angled abutments at 52° for anterior implants and 60° for posterior implants, all with a transmucosal height of 1.5 mm. A bilateral axial force of 100N was applied to the metallic structure to simulate occlusal force, totaling 200N. The results indicate that the highest stresses were identified in the inner shoulder region of the 60° angled abutments. Stress distribution in the bone tissue primarily occurred in the cervical region of the distal implants, with minimal stress observed in the apical region due to the physical and elastic properties of titanium, allowing for absorption and dissipation of forces along the implant length. Regarding installation techniques, a greater force distribution was observed in the sinus channel technique, possibly due to increased bone-implant contact. Despite the limitations of the study, it is concluded that the use of long dual zygomatic implants with angled abutments of 52° and 60° is a safe and effective option for the rehabilitation of atrophic maxillae, especially when implants are splinted with a metallic structure and subjected to loads consistent with normal occlusion, without parafunction.

Keywords: Finite element analysis; Zygomatic implants; Atrophic maxilla.

INTRODUÇÃO

A abordagem eficaz da reabilitação de maxilas edêntulas atróficas representa um desafio constante para profissionais da implantodontia. A presença do seio maxilar pneumatizado, juntamente com a qualidade e quantidade óssea remanescente, muitas vezes impõe limitações à aplicação de implantes convencionais. As estratégias terapêuticas atualmente empregadas abrangem tanto técnicas reconstrutivas, por meio de enxertos, quanto técnicas que preconizam a utilização de implantes posicionados de forma a contornar as estruturas limitantes, alcançando pilares ósseos para garantir a estabilidade inicial dos implantes. Essas abordagens oferecem a vantagem de uma reabilitação mais ágil, com menor custo e morbidade associada.¹

A utilização de implantes longos fixados no osso zigomático tem se tornado uma opção cada vez mais acessível ao implantodontista, devido ao desenvolvimento de técnicas e sistemas de implantes mais simples e previsíveis, associado a exames de imagens (tomografia computadorizada) que reproduzem com fidelidade as estruturas ósseas anatômicas de interesse ao cirurgião.

A técnica inicial de instalação dos implantes zigomáticos foi preconizada por Brånemark em 1989, e consistia em posicionar o implante no osso zigomático atravessando o seio maxilar desde a região do palato até o osso zigomático². Nessa técnica, a emergência

cervical do implante se localizava no palato a 5mm da crista alveolar, dificultando a reabilitação protética e normalmente resultando em prejuízo na função fonética do paciente. Devido a necessidade de melhorar esse posicionamento, Stella & Warner, em 2000, modificaram a técnica e posicionaram o implante junto a parede lateral do seio, através do preparo de uma canaleta para acomodar o implante (canaleta sinusal)³. Desta forma, a sua emergência pode ser posicionada ao nível da crista óssea permitindo uma reabilitação com menor volume e mais aceitável pelos pacientes. Muitas vezes, devido a anatomia da parede lateral do seio maxilar ter uma forma côncava, foi necessário posicionar o implante externamente ao seio maxilar, e apenas apoiar a cervical do implante na porção vestibular da crista alveolar. Essa evolução da técnica foi denominada por muitos autores de técnica de exteriorização⁴⁻⁷. Atualmente, a literatura tem apoiado que a escolha da técnica mais apropriada deve ser realizada baseada na concavidade da parede lateral do seio maxilar, que pode ser classificada em pelo menos três graus: rasa, moderada e acentuada⁸. Indicando, respectivamente, a técnica tradicional de Brånemark, técnica de canaleta sinusal e, por último, a técnica de exteriorização.

Estudos in vitro permitem simular situações clínicas complexas e podem prever falhas biomecânicas dos componentes das reabilitações através de recursos computacionais ou modelos fotoelásticos⁹.

A análise de elementos finitos é uma importante ferramenta computacional, que permite simular, de maneira rápida e precisa, o comportamento biomecânico de infinitas situações clínicas através de cálculos matemáticos complexos identificando as possíveis limitações das propriedades físicas de cada elemento da reabilitação quando expostas a forças. A subdivisão de um modelo complexo em formas geométricas mais simplificadas, permite analisar os efeitos das forças em cada elemento, tornando mais simples a análise do objeto inteiro. Para estudos bidimensionais normalmente se utilizam formas simples como quadrados e triângulos e para

estudos mais complexos tridimensionais a utilização de tetraedros ou hexaedros são mais frequentes ¹⁰. (Figura 1).

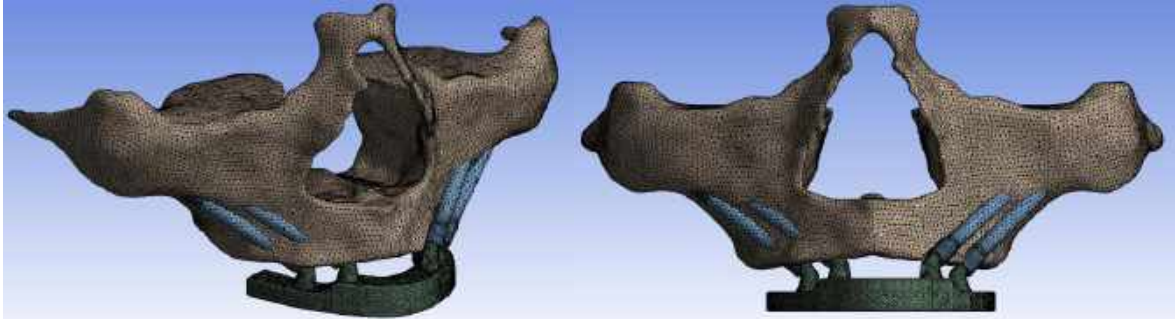


Figura 1- Modelo tridimensional de maxila reabilitada com 4 implantes zigomáticos subdividido em tetraedros para análise de elementos finitos com 903.778 elementos e 1.345.314 nós

O objetivo deste trabalho é avaliar, através de uma análise de elementos finitos, a viabilidade dos componentes de uma reabilitação de maxila edêntula total atrófica com quatro implantes zigomáticos de corpo liso de 3,75 de diâmetro através de duas técnicas de instalação de implantes.

MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo ósseo tridimensional da maxila total edêntula foi gerado e modelado através do *software* SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, França), e a análise de elementos finitos foi desenvolvida dentro do *software* ANSYS (ANSYS Inc., Pensilvânia, EUA), para avaliar o comportamento da reabilitação total com quatro implantes zigomáticos de corpo liso, instalados através da técnica de canaleta sinusal (Stella & Warner, 2000) na hemi-arcada direita e da técnica de exteriorização na hemi-arcada esquerda. O comprimento do braço de alavanca distal empregado em ambas as abordagens de reabilitação foi estabelecido em 12 milímetros. Na análise de elementos finitos, foram contemplados três tipos de materiais: osso tipo II, titânio grau IV (para implantes osseointegráveis) e titânio grau V (para barras metálicas, componentes e parafusos). Consideramos que todos contatos osso-implante simulam 100% de osseointegração. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e

linearmente elásticos. O módulo de elasticidade, que expressa a relação entre tensão e deformação, indicando a rigidez do material, foi levado em consideração. Da mesma forma, o coeficiente de Poisson, que representa a relação entre a deformação transversal e longitudinal durante a tração axial, foi incorporado à análise, sendo este o valor absoluto desse efeito de carga ¹¹.

As propriedades dos materiais e componentes da reabilitação foram informados ao *software* segundo a Tabela 1.

Propriedades dos materiais				
Material	Módulo de elasticidade (MPa) - Rigidez	Tensão de escoamento (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso Medular tipo II	5500	170 (Compressão)	0,3	Tada et al. (2003) , Almeida et al. (2010)
Titânio grau IV	103000	703	0,361	Conforme "ASTM F 67"
TI6AL4V-ELI (Liga Titânio)	105000	881	0,361	Conforme "ASTM F 136"
Contatos				
Materiais	Tipo de contato	Coeficiente de atrito	Referência	
Osso x implante	Colado	-	Eskitascioglu et al.	
Implante x componente x Parafuso x barra	Atrito	0,2	Haack et al (1995) Lang et al. (2003)	

Tabela 1- Propriedades dos materiais envolvidos na simulação para a análise de elementos finitos (Fonte: Miyasawa et al. 2022)

Utilizamos implantes de 3,5mm de diâmetro por 40mm de comprimento (Zygoma-S®, Neodent, Curitiba, Brasil), e minipilares de 52° com 1,5mm de transmucoso (Neodent, Curitiba, Brasil), posicionados mais anteriormente, e minipilares de 60° com 1,5 de transmucoso posicionados mais distalmente, em ambas hemi-arcadas. Na hemi-arcada direita instalamos os

implantes através da técnica de canaleta sinusal (Stella & Warner, 2000) e na hemi-arcada esquerda utilizamos a técnica de exteriorização (Figura 1, 2).

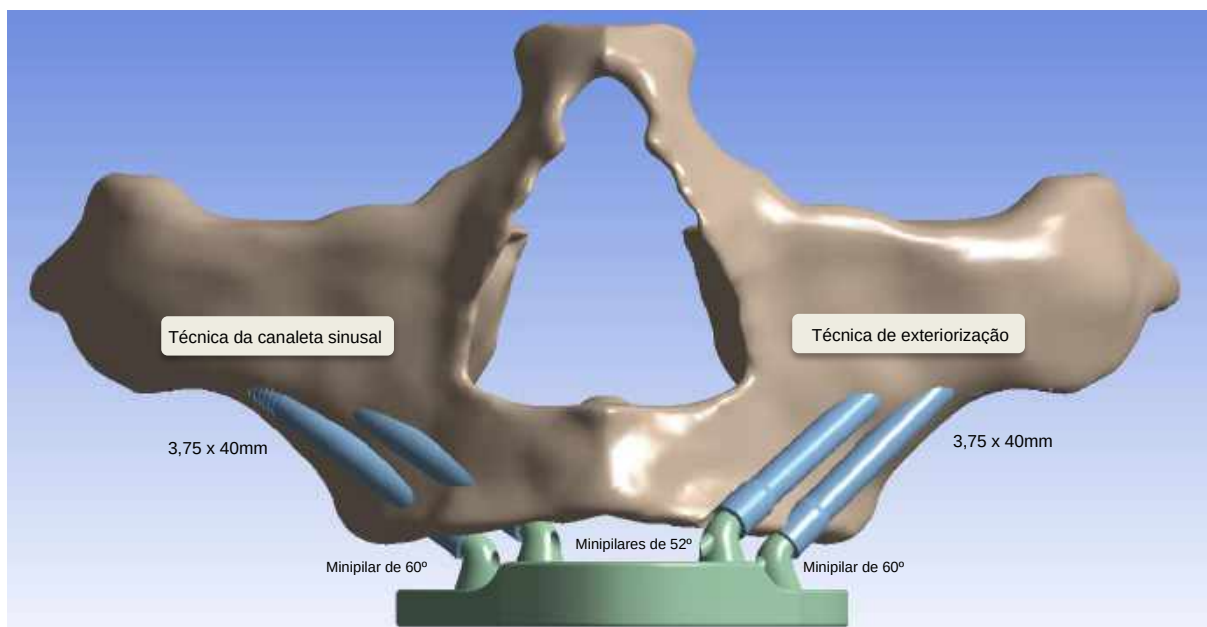


Figura 2- Modelo de reabilitação de maxila total edêntula produzida pelo software ANSYS.

Para simulação da carga mastigatória, foi aplicado uma força vertical de 100 N bilateralmente sobre a infraestrutura metálica na região dos primeiros molares superiores totalizando 200 N de carga oclusal (Figura 3).

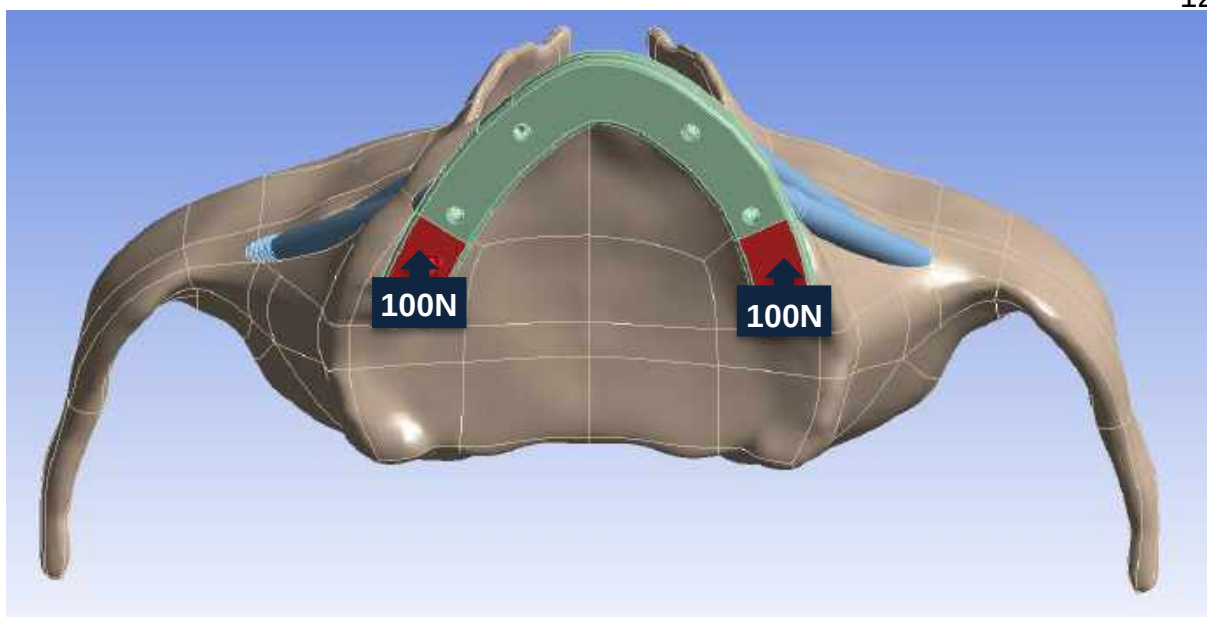


Figura 3- Aplicação de 100N de força vertical na região de primeiro molares sobre a infraestrutura metálica

A áreas de fixação são regiões que devem ser demarcadas no modelo tridimensional para que exista uma restrição de movimento em decorrência de uma aplicação de força, contribuindo para resultados mais eficientes e confiáveis, essenciais para compreender e otimizar o desempenho estrutural (Figura 4). No modelo estudado, as áreas de fixação são as principais áreas em que o osso maxilar é ligado ao resto do crânio, como o osso zigomático, osso esfenóide e osso nasal.

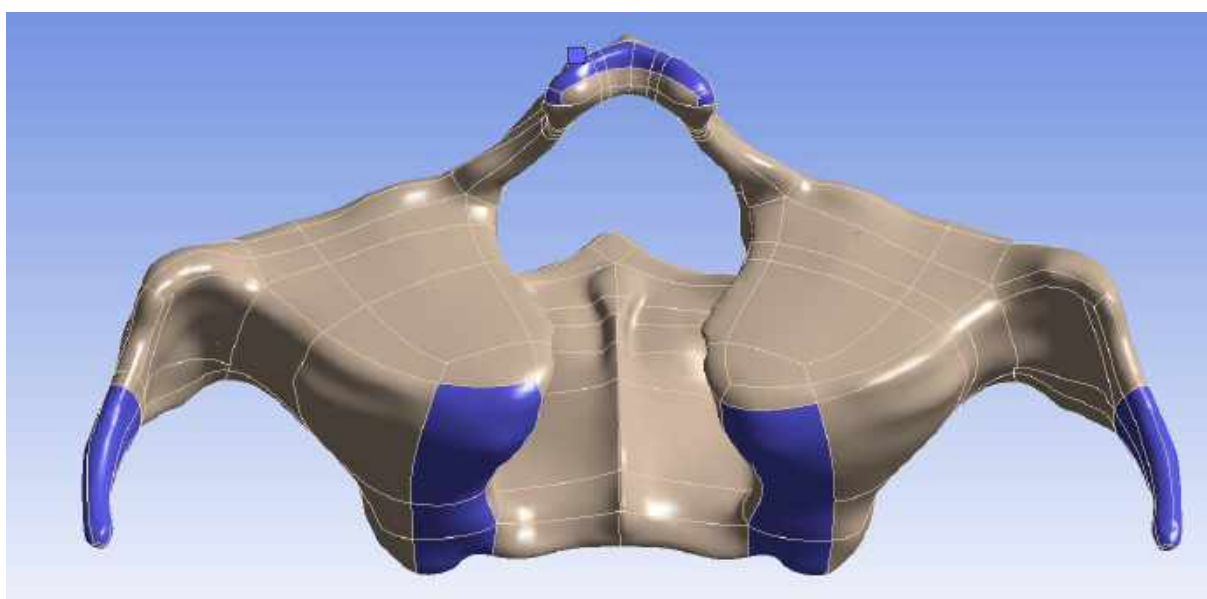


Figura 4- Áreas de fixação demarcadas em azul, importantes para estabilizar o modelo 3D após a aplicação de forças

RESULTADOS

Através da análise de elementos finitos podemos observar o comportamento do tecido ósseo e dos componentes da reabilitação após a aplicação vertical de carga bilateral de 100N na infraestrutura metálica. A representação das tensões transmitidas aos materiais são expressas através das tensão de von Mises. A tensão de von Mises é uma medida teórica de tensão usada em engenharia para avaliar o estado de tensão em um material sujeito a forças externas. Essa medida é especialmente útil em situações em que o material está sujeito a diferentes tipos de tensões, como tensões normais e tangenciais, e é frequentemente utilizada em análises de elementos finitos e projetos estruturais para avaliar a segurança e a estabilidade de componentes sujeitos a várias formas de carregamento.

Os valores máximos de tensão nos leitos ósseos registraram valores de 11,06 MPa, concentrando-se na área cervico-palatina dos implantes distais. Nas regiões de inserção do implante no osso zigomático as tensões transmitidas ao tecido ósseo alcançaram no máximo 0,2 MPa. Esses valores não ultrapassaram os limites de resistência do osso, que é de aproximadamente 170 MPa para a cortical¹², em ambas as técnicas utilizadas (técnica de Stella & Warner e técnica de exteriorização) (Figura 5 A,B).

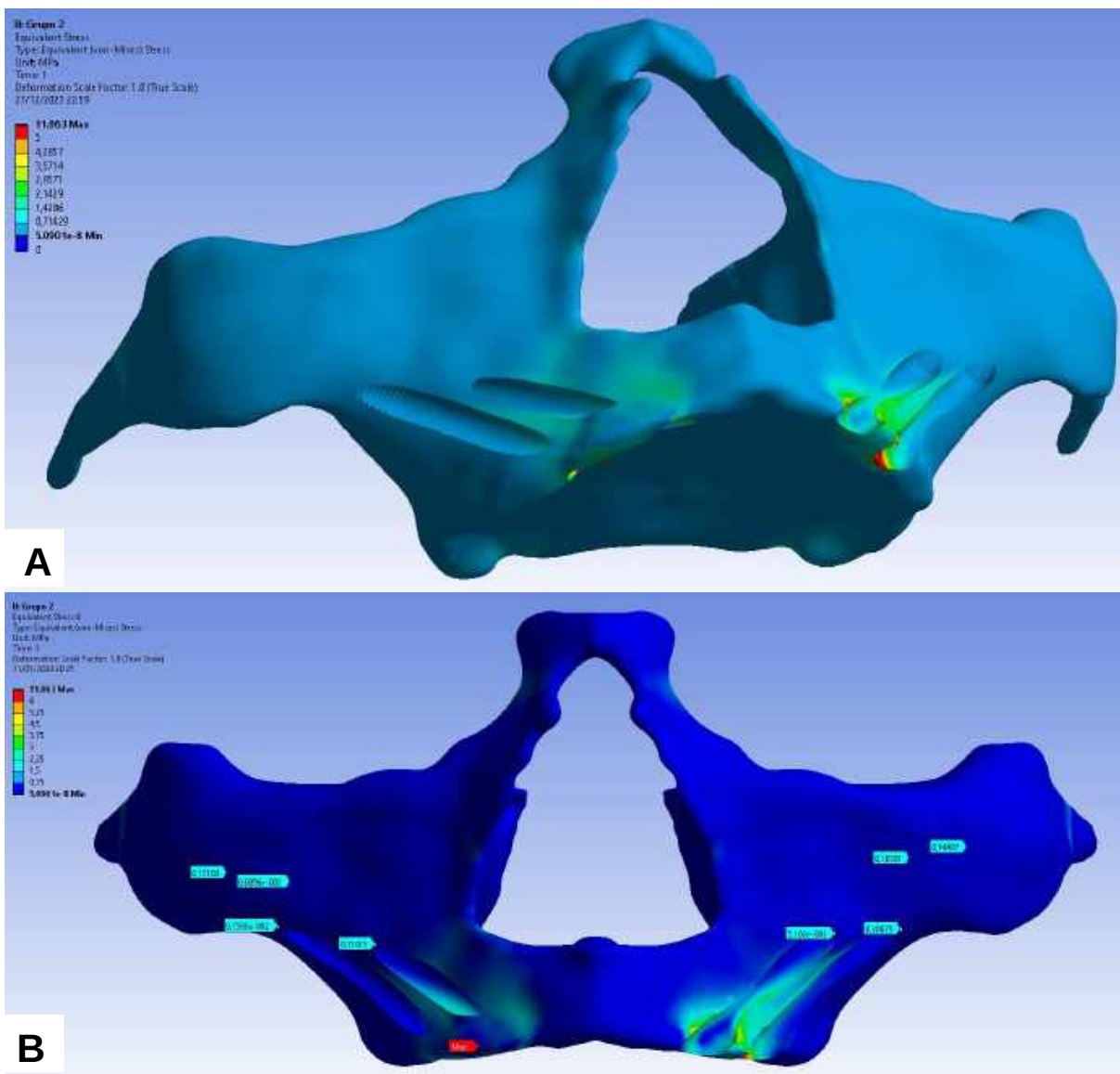


Figura 5 A-B - Representação da distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo

As tensões observadas nos implantes foram predominantemente localizadas na região palatina dos implantes distais, apresentando padrões semelhantes em ambas as técnicas. Elas atingiram valores máximos de até 48,08 MPa, os quais são significativamente inferiores ao limite de escoamento do titânio grau IV, estabelecido em 703 Mpa (Figura 6).

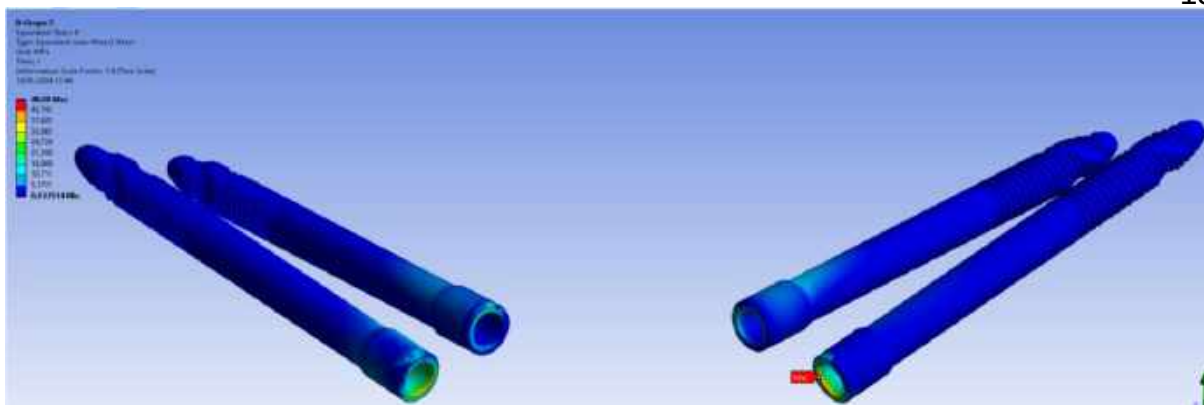


Figura 6- Distribuição das tensões de von Mises nos implantes zigomáticos

Ao analisar a distribuição de tensões nos minipilares, notou-se que as maiores tensões se concentraram principalmente na região angulada interna dos minipilares dos implantes distais e nas bordas do acesso ao parafuso do minipilar. Essa concentração de tensões foi equivalente nas duas técnicas testadas. Importante ressaltar que os picos de tensão nos minipilares alcançaram 105,11 MPa em ambas as técnicas, valores consideravelmente abaixo do limite de escoamento do titânio grau V, que é de 881 Mpa (Figura 7).

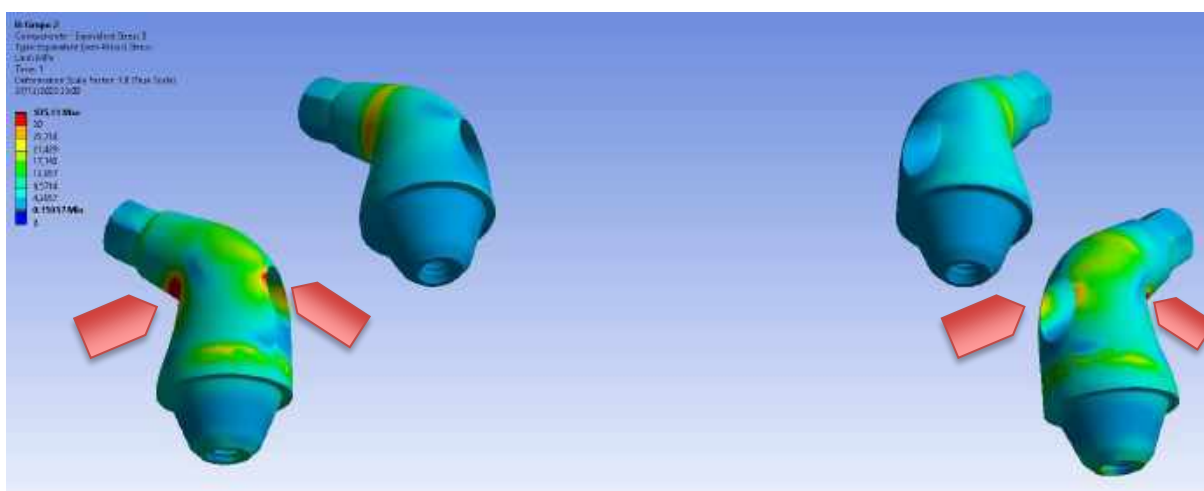


Figura 7- Distribuição das tensões de von Mises nos minipilares angulados

A concentração de tensões nos parafusos dos minipilares angulados, tiveram comportamento semelhante nas duas técnicas, sendo maiores nos minipilares de 60° e alcançaram valores máximos de tensão de von Mises de 68,70 MPa. Valor significativamente abaixo do limite de escoamento do titânio grau V, estabelecido em 881 MPa (Figura 8).



Figura 8- Distribuição das tensões de von Mises nos parafusos de fixação dos minipilares

DISCUSSÃO

Na presente análise de elementos finitos, empregamos um modelo tridimensional de maxila totalmente edêntula desenvolvido e construído no *software* Solidworks, sem depender de um modelo específico de um indivíduo identificado. Isso eliminou a necessidade de aprovação de comitê de ética ou obtenção de formulários de consentimento informado. Para a criação do modelo 3D e a condução da análise de elementos finitos, contamos com a expertise de um engenheiro RS especializado na área. Avaliamos o comportamento dos componentes de uma reabilitação de maxila edentula com 4 implantes zigomáticos lisos de 40 mm (Zygoma-S®, Neodent, Curitiba, Brasil) e 3,75 mm de diâmetro. Nos implantes distais associamos minipilares angulados de 60°, e nos implantes mais anteriores minipilares de 52°. Na hemi-arcada direita instalamos os implantes através da técnica de canaleta sinusal (Stella & Warner, 2000) e na hemi-arcada esquerda utilizamos a técnica de exteriorização.

Neste modelo de análise consideramos apenas uma força axial bilateral de 100N apenas na região de molares, como forma de padronização e comparação com outras análises semelhantes^{16,17} e descartamos a incidência de forças oblíquas decorrentes de movimentação lateral durante a carga mastigatória preconizado por outros autores^{18,19}.

Ao comparar as duas técnicas testadas (técnica da canaleta sinusal de Stella & Warner e a técnica de exteriorização), verificamos que: 1) durante a carga axial, a tensão exercida na ponte de tecido ósseo vestibular remanescente da crista alveolar na técnica da canaleta sinusal é praticamente nula; 2) A área de contato osso-implante da técnica de canaleta sinusal é maior e oferece maior distribuição de forças na região cervical do implante; 3) Os minipilares de 60° e 52° com transmucoso de 1,5mm tiveram comportamento semelhante nas duas técnicas, mas na comparação entre os dois minipilares, constatamos que a tensão de von Mises foi maior no angulado de 60°, justamente na região da dobra do minipilar. Evento que pode ser explicado pela sua proximidade a aplicação da carga. Para obter comparações mais efetivas teríamos que colocar um minipilar de 52° na mesma posição do minipilar de 60°, o que poderia ser o motivo para outra análise de elementos finitos.

A família do implante avaliado (Zygoma-S®, Neodent, Curitiba, Brasil), caracterizado por um corpo liso que propicia uma preservação dos tecidos moles, exhibe diâmetros distintos de 3,5 e 3,75mm, e dez comprimentos diferentes (de 30 a 55 mm), possibilitando sua aplicação em ossos zigomáticos mais estreitos. A cabeça do implante apresenta um diâmetro padronizado de 4,3mm, proporcionando uma resistência à fratura ampliada, uma vez que essa região é submetida a maiores tensões durante a carga oclusal.

As tensões mais importantes nos parafusos dos minipilares se localizaram nos implantes mais próximos a aplicação da carga axial, porém os valores de tensão de von Mises alcançados (68,70 MPa) foram bem abaixo dos valores de escoamento do titânio (881 MPa).

CONCLUSÃO

Com base nos resultados dessa análise de elementos finitos podemos concluir que a utilização de implantes longos de corpo liso ancorados no osso zigomático para reabilitação de

maxilas totais edêntulas e o uso de minipilares angulados de 52° e 60°, são seguros e eficazes no ponto de vista biomecânico nas duas técnicas avaliadas.

A interpretação dos resultados desta análise de elementos finitos requer precaução, uma vez que o estudo é conduzido *in vitro*. Muitas variáveis inerentes a sistemas biológicos foram otimizadas e excluídas para facilitar a coleta de dados de forma linear e simplificar as interpretações. É importante considerar as limitações inerentes a esse contexto experimental ao extrapolar as conclusões para aplicações clínicas ou situações mais complexas.

REFERÊNCIAS

1. Bedrossian E. Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010;25(6):1213–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197500>
2. Brånemark PI. Surgery and fixture installation. *Zygomaticus fixture clinical procedures* (ed 1). Nobel Biocare AB. 1998;
3. 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.
4. Grecchi F, Bianchi AE, Siervo S, Grecchi E, Lauritano D, Carinci F. A New Surgical And Tecnical Approach In Zygomatic Implantologj. *Oral Implantol (Rome)*. 2017;197–208.
5. Aparicio C, Ouazzani W, Aparicio A, Fortes V, Muela R, Pascual A, et al. Extrasinus zygomatic implants: Three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(1):55–61.
6. Coppedê A, de Mayo T, de Sá Zamperlini M, Amorin R, de Pádua APATT, Shibli JA. Three-year clinical prospective follow-up of extrasinus zygomatic implants for the rehabilitation of the atrophic maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2017;19(5):926–34. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/cid.12517>
7. Migliorança RM, Sotto-Maior BS, Senna PM, Francischone CE, Cury AADB. Immediate occlusal loading of extrasinus zygomatic implants: A prospective cohort study with a follow-up period of 8 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(9):1072–6.

8. Moro SA, Thomé G, Padovan LEM, da Silva RD, Tiossi R, Fontão FNGK. A Zygomatic Bone Study Using Virtual Dental Implant Planning Software. *Journal of Oral Implantology*. 2022 Jun 1;48(3):171–6.
9. Assunção WG, Ricardo Barão VA, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009 Jul;20(4):1173–7.
10. 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.
11. Falcinelli C, Valente F, Vasta M, Traini T. Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. Vol. 39, *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2023. p. 539–56.
12. Morgan EF, Unnikrisnan GU, Hussein AI. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review of Biomedical Engineering* [Internet]. 2018;20:119–43. Available from: <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-062117->
13. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine*. 2014;9(11):1681–95.
14. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: A finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(3):345–50.
15. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):539–46.
16. 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.
17. Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2020 Oct 1;119(10):1514–23.
18. Zupancic Cepic L, Frank M, Reisinger A, Pahr D, Zechner W, Schedle A. Biomechanical finite element analysis of short-implant-supported, 3-unit, fixed CAD/CAM prostheses in the posterior mandible. *Int J Implant Dent*. 2022 Feb 11;8(1).
19. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA de F, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017 Apr 26;20(6):663–70.

2. Trabajo Técnico : Palestra realizada no Instituto Mexicano e Estomatología

Título: “Lo nuevo em implantes dentales, Sistema GM”





IMPLANTES DENTALES SISTEMA GM HÉLIX NEODENT

DRA. DENIA SIERRA
DELGADO



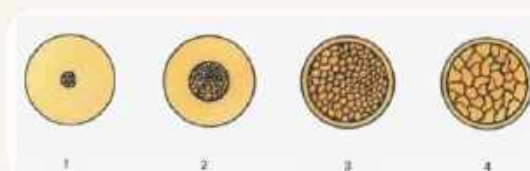
IME | Instituto Mexicano
de Estomatología

RELACIÓN DE LOS IMPLANTES CON LA OSTEOTOMÍA

Aunque el torque de instalación depende del implante y de la densidad ósea donde se instale.

CALIDAD Y CANTIDAD ÓSEA

Los maxilares presentan diferentes cantidades óseas de acuerdo con la cantidad de tejido cortical y medular. Según la clasificación de calidad ósea propuesta por Lekholm y Zarb.



Our center Clasificación de hueso según
Lekholm y Zarb 1. Imagen tomada de: Lindhe, K.
Körning, T., Lang, L. Periodontología clínica e
implantología odontológica, 5ta ed. Madrid, Ed.
Medica Panamericana; 2009.

RELACIÓN ENTRE LA FORMA DEL IMPLANTE Y LA OSTEOTOMÍA

Debe de existir una relación entre la forma del implante y la osteotomía: Implante cónico, cilíndrico (hélix).

Diámetro. Viene determinado del núcleo del implante, haciendo que las roscas penetren eficazmente en el tejido a ser anclada.

Así la decisión sobre la secuencia de fresas u osteotomía a emplear depende directamente de la densidad ósea y de la anatomía local, ya que se puede realizar una sub o sobre-instrumentación.



CONOCIENDO KIT QUIRÚRGICO GM

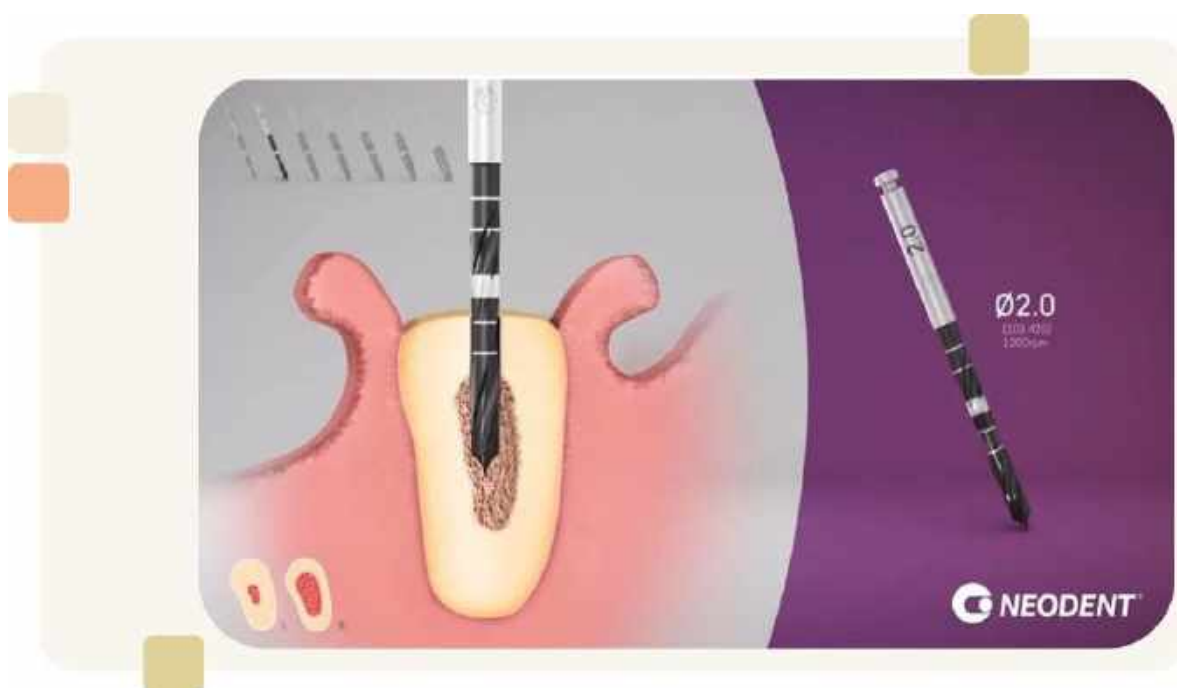
SECUENCIA DE IMPLANTE CÓNICO Y CILÍNDRICO

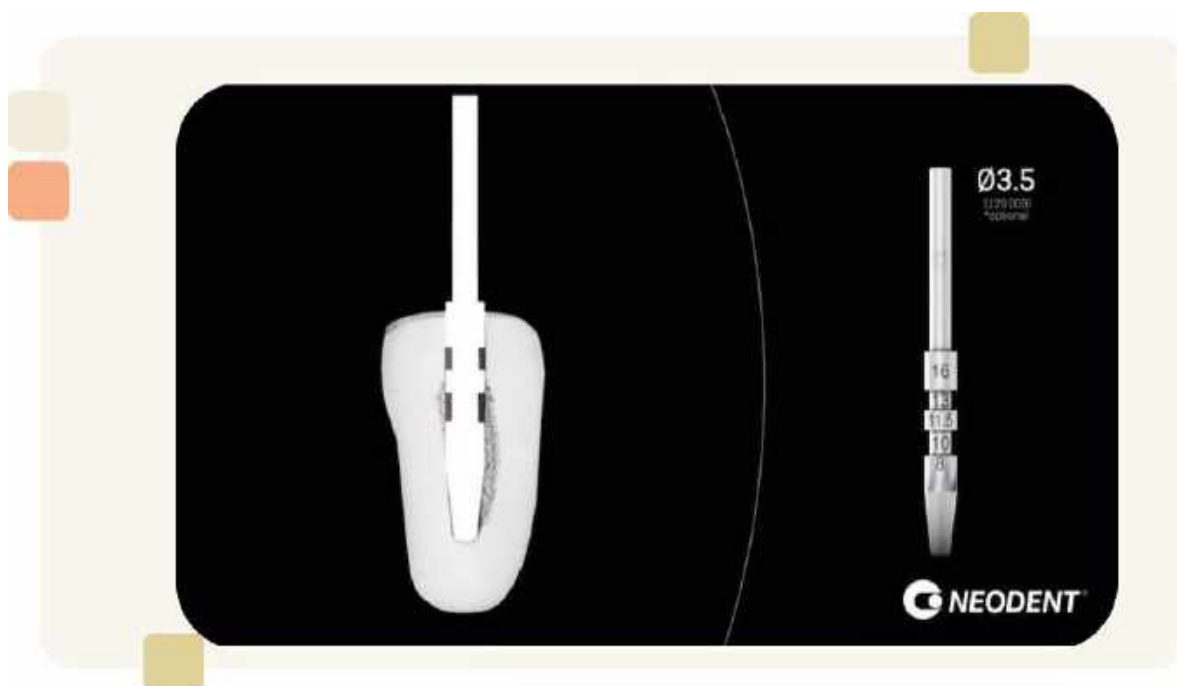


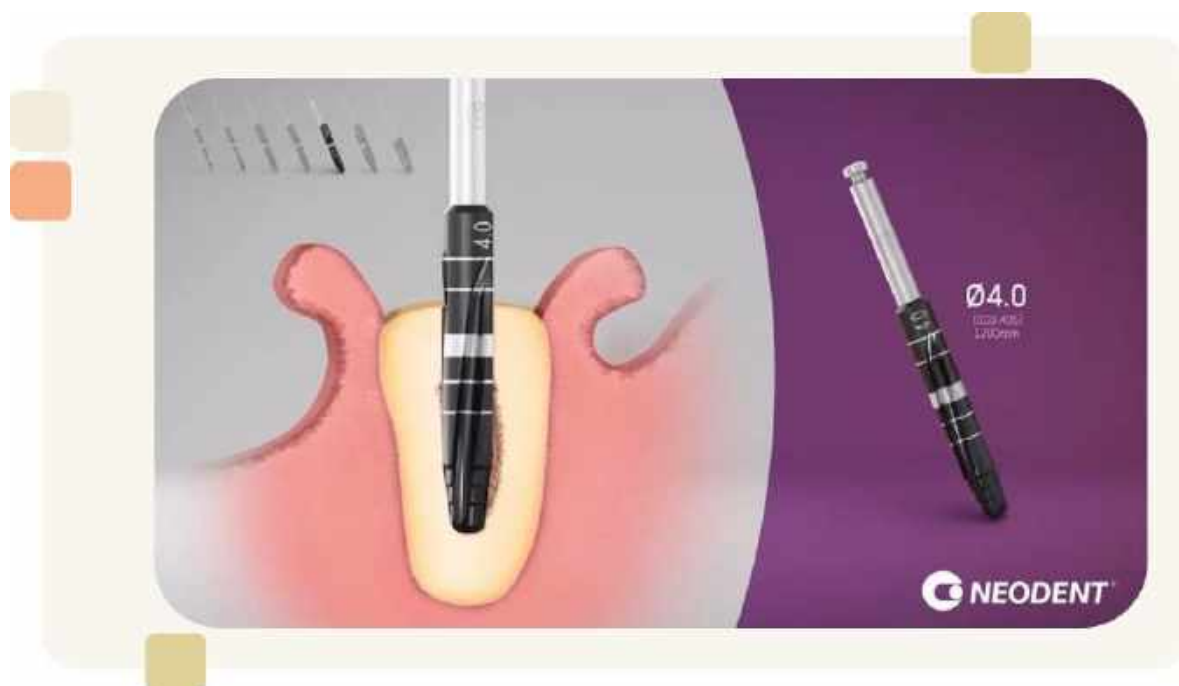
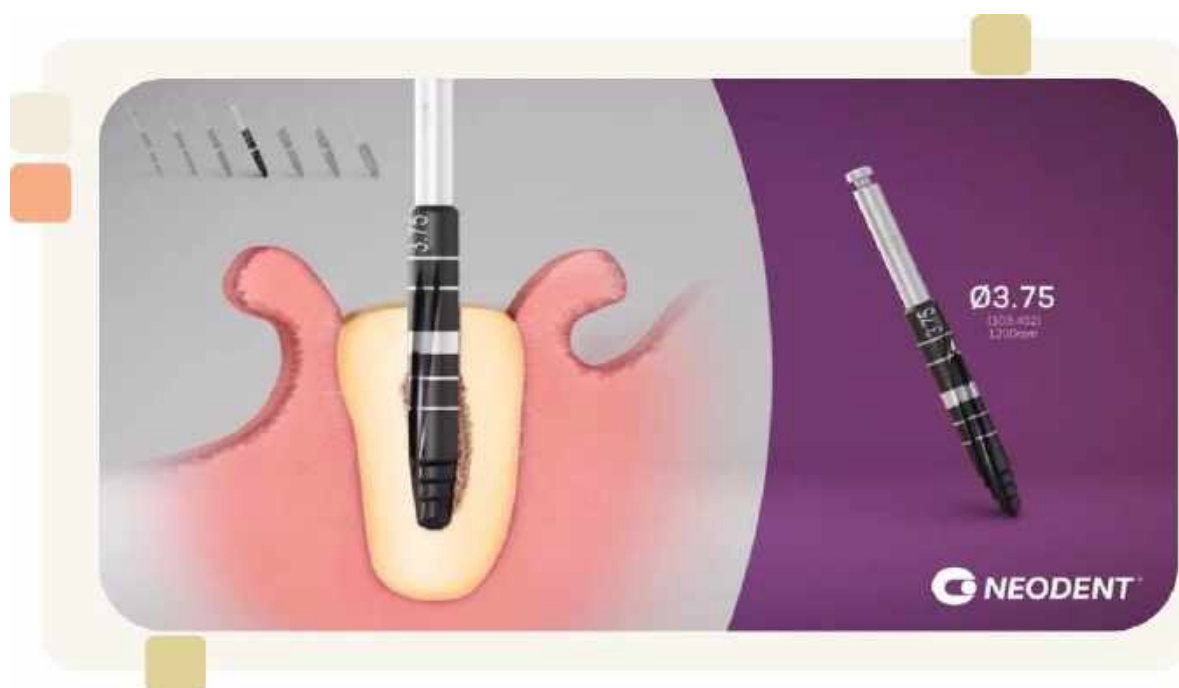
Fácil utilización
siguiendo el orden:
Código - Color

SECUENCIA DE FRESADO HUESO TIPO I Y II

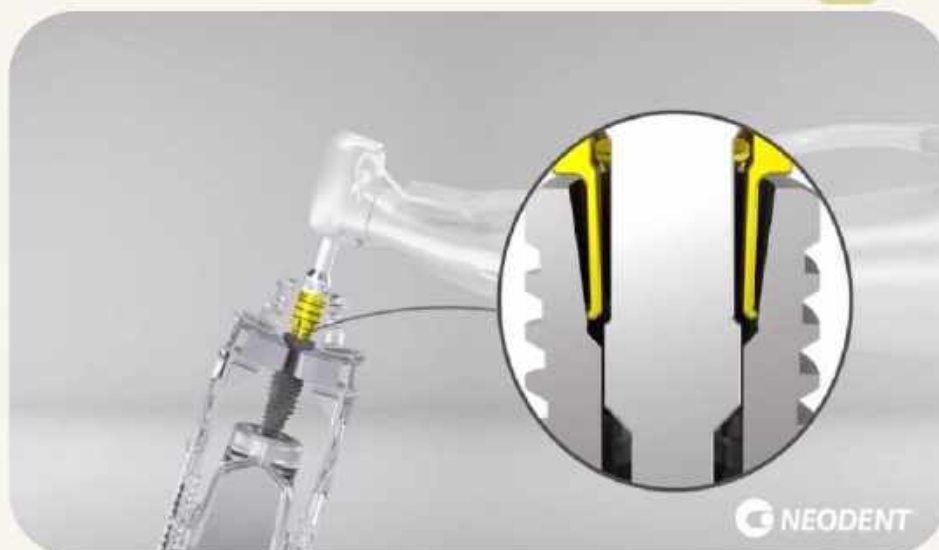


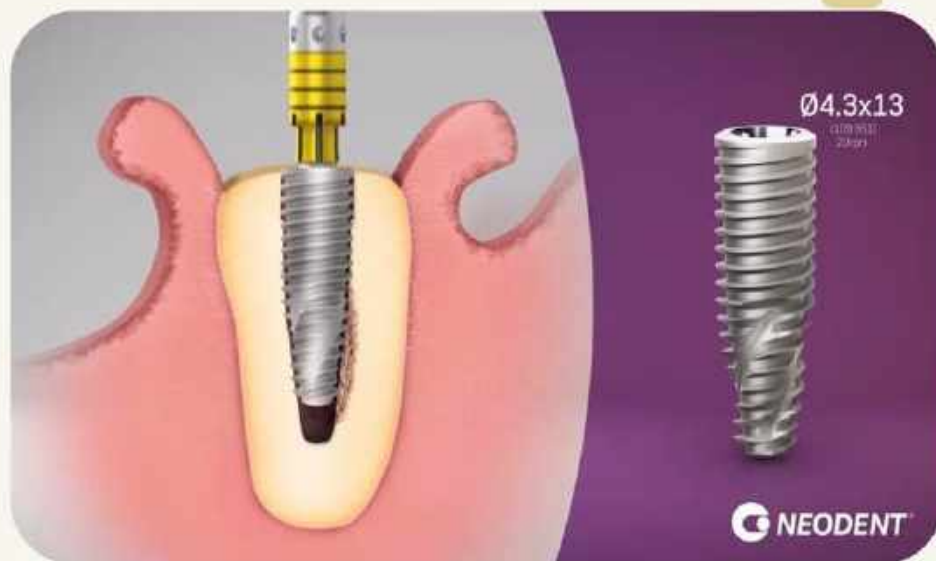












SECUENCIA DE FRESADO HUESO TIPO III Y IV

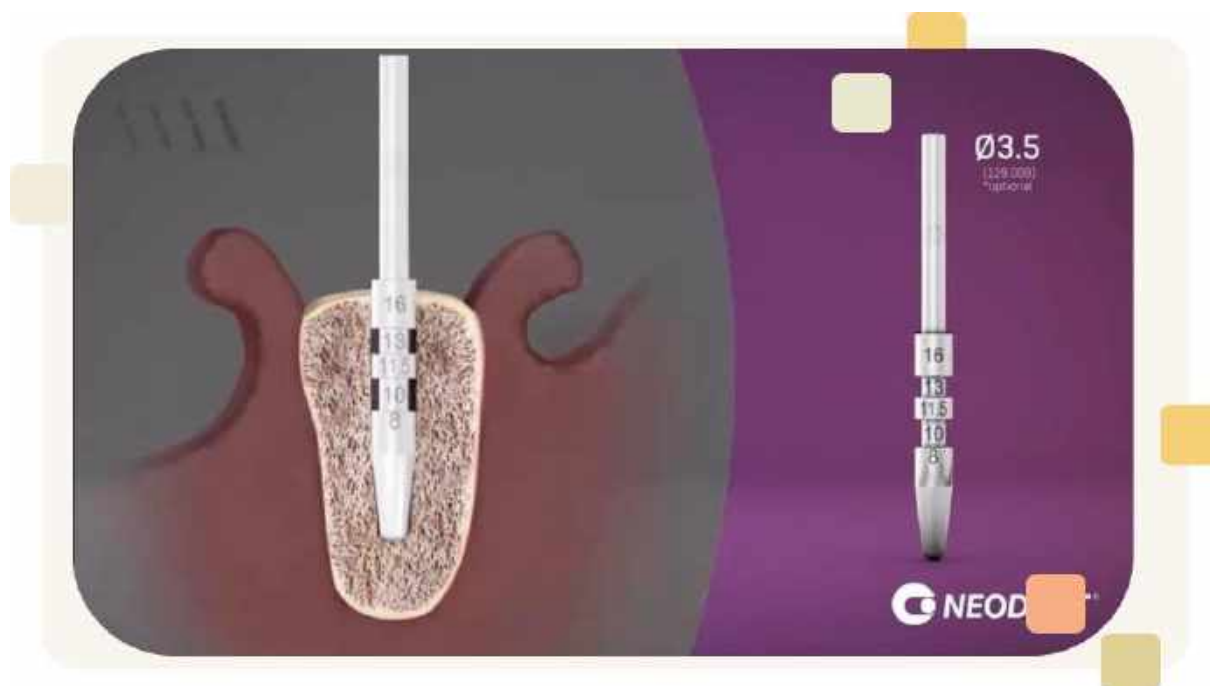
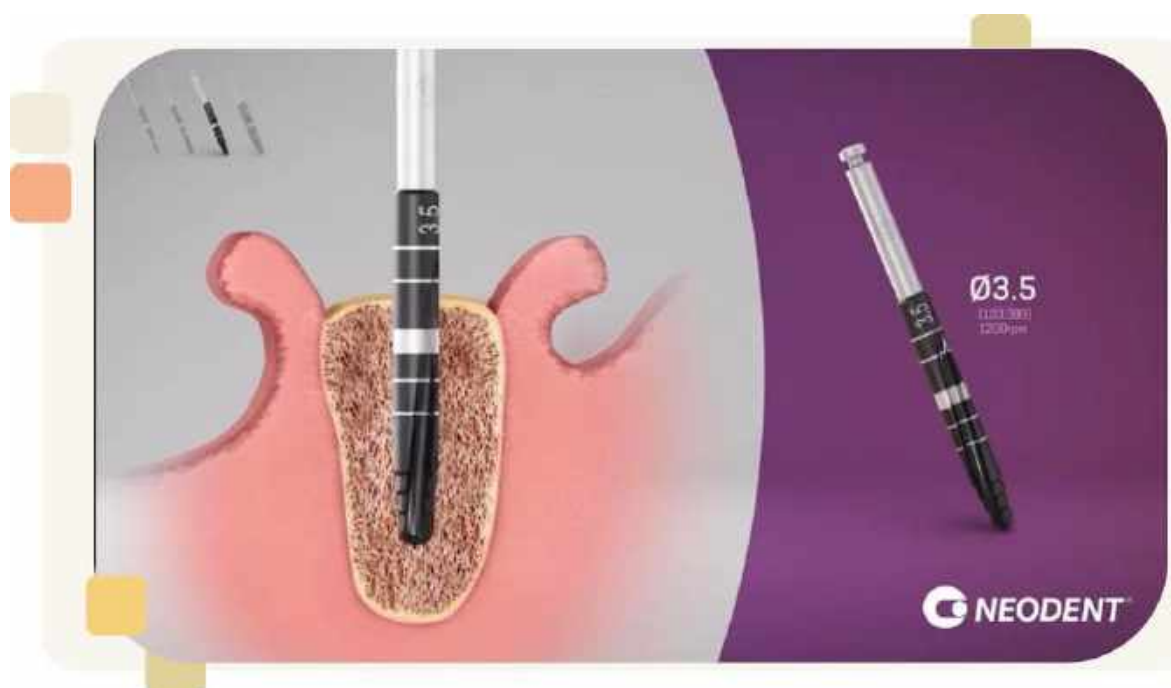


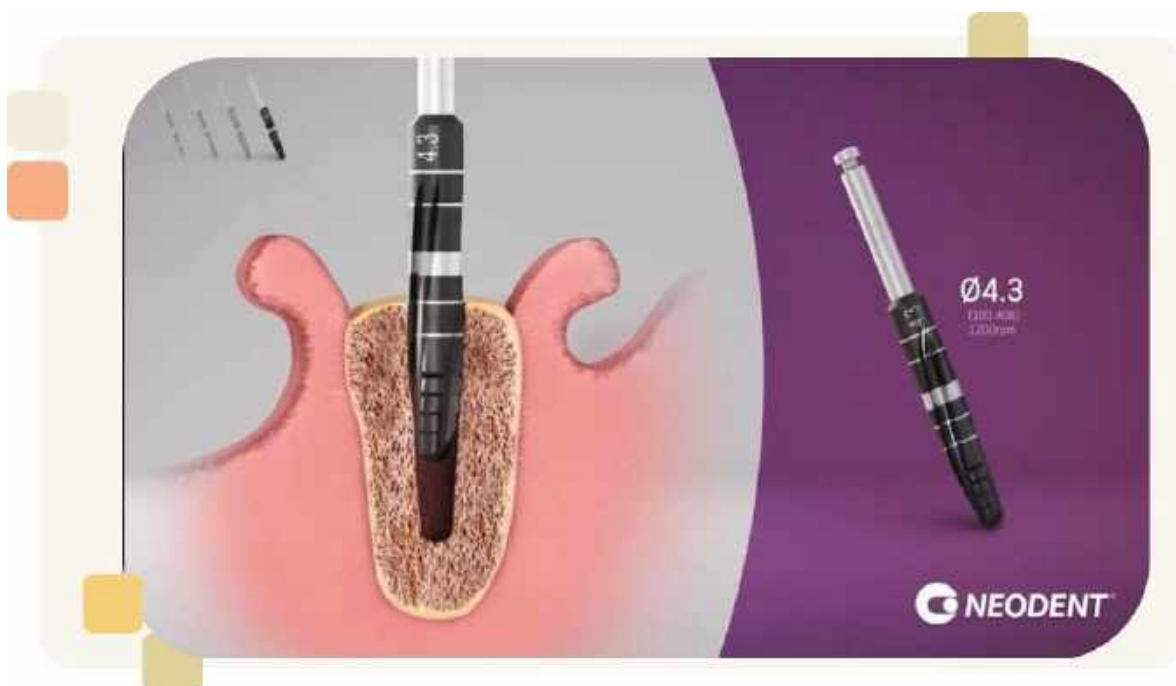
FRESA DE LANZA

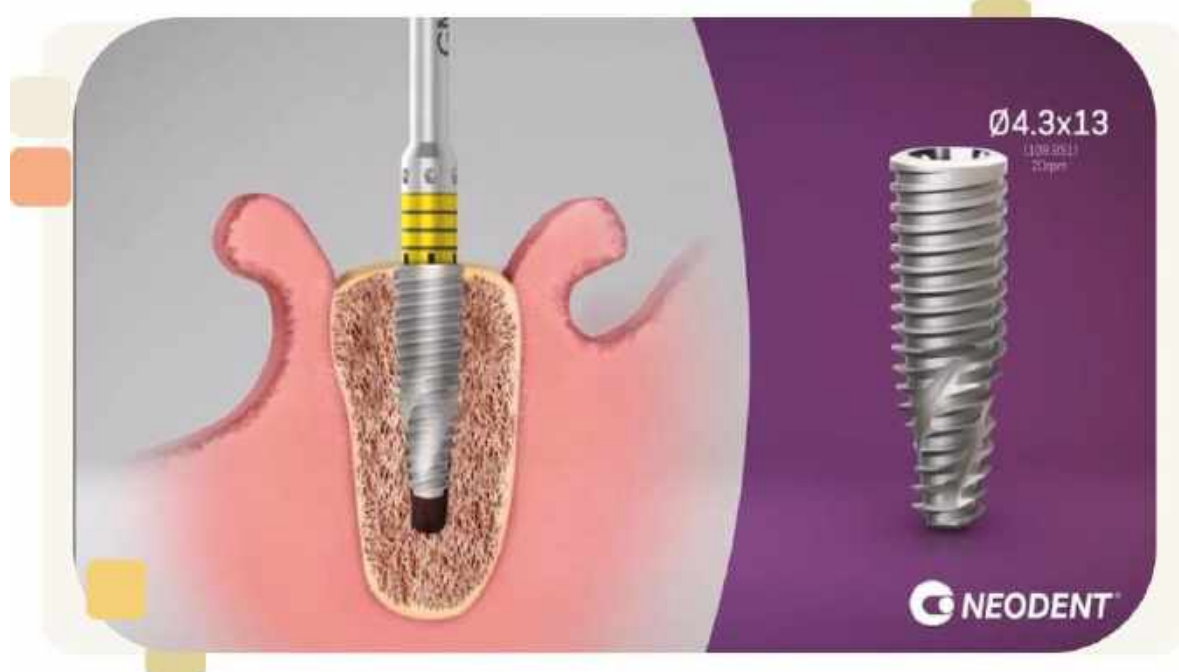
Se utiliza para romper la cortical, solamente introducirla en las primeras líneas con alta irrigación.













CONCLUSIÓN

La obtención de la estabilidad primaria es un factor primordial para el empleo de la carga inmediata con éxito a corto y largo plazo. La maxila y mandíbula poseen diferentes características biológicas, anatómicas y mecánicas. La obtención de estabilidad primaria y secundaria son factores biomecánicos relacionados directamente con el éxito de los implantes osteointegrados se han utilizado tanto en técnica convencional como en técnica de carga inmediata. El éxito es consecuencia de la selección del paciente, estudio del caso y planificación protésica y quirúrgica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation.
In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). Tis-Dentistry. Chicago: Quintessence, 1985.p.199-209.

Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2011; 13(3):215-23.

Karl M, Irastorza-Landa A. Does implant design affect primary stability in extraction sites?. Quintessence Int. 2017; 48(3):219-24.

<https://www.youtube.com/watch?v=XBkRm980fAw>

<https://www.youtube.com/watch?v=bSIWCqD6erE>

<https://www.youtube.com/watch?v=R10UDgGRciQ>

Marques Padovan, Mattias Sartori, Geninho Thomé. Carga Inmediata e Implantes Osteointegrados. Editora Santos. Rua Uhland, 307. São Paulo p. 5,6,27.

Mattias Sartor, Geninho Thomé. Implantología Contemporánea. Napoleao Editora. 1ª Edición-2022. Nova Odessa – SP / Brasil P. 28

GRACIAS.