



FACULDADE
ILAPEO

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

Avaliação Biomecanica 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 em modelo 3D

CURITIBA
2024

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

Avaliação Biomecânica 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 em modelo 3D

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

CURITIBA
2024

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado

Avaliação Biomecanica 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 em modelo 3D

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Erton Massamitsu Miyasawa
Prof. Dra. Tatiana Miranda Deliberador

Aprovada em: 27-02-2024

Dedicatória

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.

Obrigada

Agradeço aos meus professores por compartilharem seus conhecimentos e experiências, inspirando-me a crescer intelectualmente e enfrentar os desafios com minha confiança.
À minha instituição de ensino, por me proporcionar os recursos e oportunidades necessárias para me desenvolver como um profissional competente e ético.

Com amor e gratidão: Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado.

Sumário

| | |
|------------------------------|----|
| 1. Artigo científico 1 | 7 |
| 2. Palestra..... | 14 |

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

Avaliação Biomecanica 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 em modelo 3D

Denia Jhovana Vanessa Sierra Delgado¹

Ertton 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; Implancão Dentária Endóssea; Arcada Edéntula; Projeto do implante Dentário-pivo.

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 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.² 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.

Em uma revisión de literatura Dos revisores independientes realizaron una búsqueda electrónica de la literatura desde enero de 2000 hasta febrero de 2023 que describe los principios biomecánicos involucrados en el uso del implante cigomático para la reconstrucción maxilar. Se incluyeron artículos que describen las tensiones dentro del implante cigomático, el hueso maxilar y el hueso cigomático bajo cargas funcionales con los siguientes resultados: La falta de soporte óseo maxilar en la plataforma del implante resultó en una tensión significativamente mayor medida dentro del implante cigoma así como en el hueso cigoma. Por lo tanto; El maxilar es el soporte principal cuando los implantes cigomáticos se colocan bajo cargas funcionales. Se recomienda la estabilización cuádruple cortical de los implantes cigomáticos y su estabilización transversal para reducir el grado de estrés siempre que sea posible. (Bedrossian E, Brunski J, Al-Nawas B, Kämmerer PW. Zygoma implant under function: biomechanical principles clarified. Int J Implant Dent. 2023 Jun;9(1):15.)

Estudos in vitro permitem simular situações clínicas complexas e podem prever falhas biomecânicas dos componentes das reabilitações através de recursos computacionais ou modelos fotoelásticos ⁹.

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 frequentes¹⁰.

Para este estudio se utilizara um modelo 3D, y colocaran implantes zygomaticos -S lisos com um diâmetro mas reducido de 3.75 endosseal para colocar em maxila com poca disponibilidad osea, com uma plataforma recta que permite la flexibilidad de colocacion em cualquier posición, com uma plataforma de 4.3 standarizada para mayor resistencia em la plataforma, com uma superficie tissue protect que sera mas favorable para los tejidos blandos, y el aumento progresivo de sus roscas em el Apex para mayor anclaje em el cigoma y aditamentos angulados de 52 y 60 grados para llevar a mejor posicion la barra de la protesis, no hay antecedentes de estudios AEF de este nuevo implante com estos diâmetros y angulaciones de los aditamentos se realizara este estudio in vitro para ver su comportamiento mediante AEF.



El Implante GM de Cigoma S está fabricado en titanio comercialmente puro (grado 4), según la norma ASTM F67; El ápice presenta una forma cónica con una punta redonda y tres cámaras helicoidales. El tornillo presenta una forma trapezoidal con dos entradas a la derecha. El Implante GM de Cigoma S se usa en la colocación intraoral quirúrgica y deberá insertarse en la región posterior del maxilar, en el arco cigomático. Se indica en casos de prótesis múltiple en casos graves de reabsorción maxilar y edentulismo total (situaciones en las que la colocación de implantes convencionales esté contraindicada). Nota: Para aplicación de carga inmediata, la estabilidad primaria debe ser de al menos 35 N.cm y el paciente debe presentar oclusión fisiológica. Para la colocación; Empiece a fresar el hueso cigomático en cirugías con técnica extrasinusal con la Fresa Lanza. Las Fresas Cilíndricas de Ø2,35 son las primeras fresas obligatorias, teniendo en cuenta las diferentes técnicas de fresado: intrasinusal o extrasinusal o extramaxilar. Se pueden utilizar después de la Fresa Lanza para la técnica extrasinusal o como el primer fresado en la técnica intrasinusal. La fresa multilaminada se usa para crear una cavidad en la pared externa del seno o maxilar para que se ajusten correctamente las partes media o cervical del implante. Las Fresas Cónicas son aquellas que promueven la osteotomía final para la región apical y media de los implantes. Las Fresas Piloto son responsables de la osteotomía en la región cervical del implante. El uso de Fresas Cilíndricas y Cónicas es obligatorio, mientras que otras fresas son opcionales. Las fresas Neodent deberán utilizarse conforme a las instrucciones de uso específicas. Sus longitudes varían de 30 a 100 mm.

| Implante (mm) | Identificación de color | Fresa inicial | Fresa Cilíndrica de 2,35 para Cigoma S | Fresa multilaminada de 4,0 para Cigoma S | Fresa Cónica de 3,5 para Cigoma S | Fresa Cónica de 3,75 para Cigoma S | Fresa Piloto de 4,3 para Cigoma S |
|---------------|-------------------------|---------------|--|--|-----------------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|
| 3,5 | púrpura | * | ✓ | * | ✓ | --- | * |
| 3,75 | azul | * | ✓ | * | ✓ | ✓ | * |

El objetivo es:

Evaluar, a través de un análisis de elementos finitos, en modelo 3D las características estructurales del Implante Zygoma -S liso de 3.75 mm, mini pilares 52 y 60 grados y tornillos utilizada en la rehabilitación de maxilares total edentula atroficos a través de dos técnicas de instalación diferentes (canal sinusal y exteriorización).

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 3.75mmx40mm. 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.



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

Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linealmente 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.

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

| 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) | |

Utilizamos implantes de 3,75mm 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).

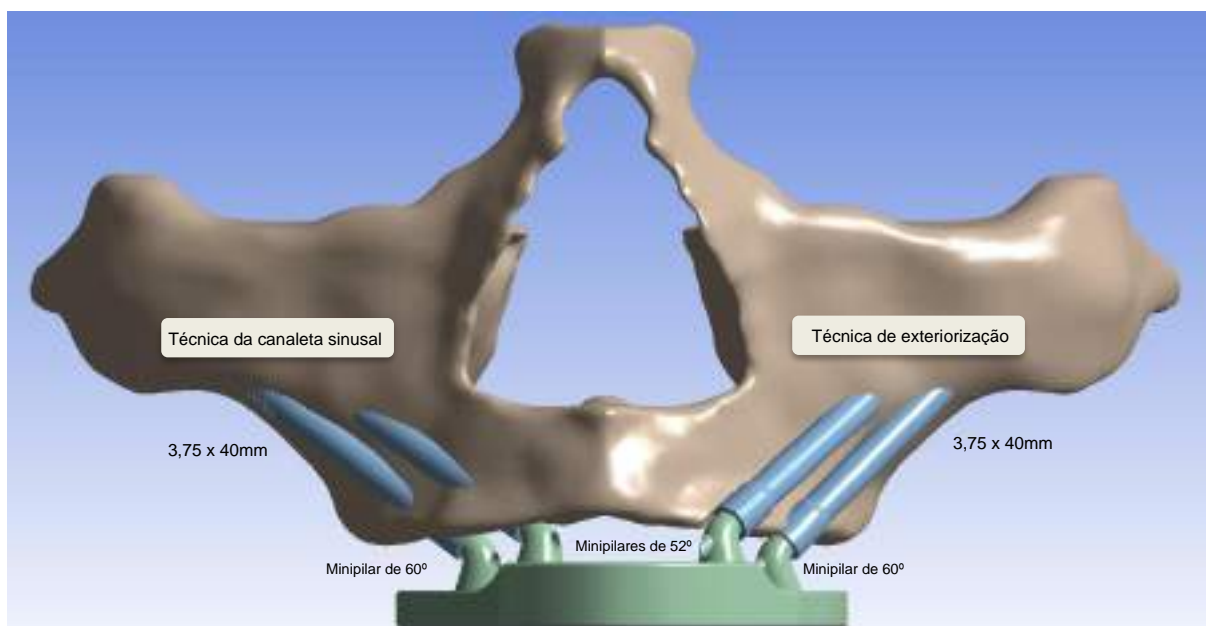


Figura 1- Modelo de reabilitação de maxila total edêntula produzida pelo software ANSYS.

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 2).

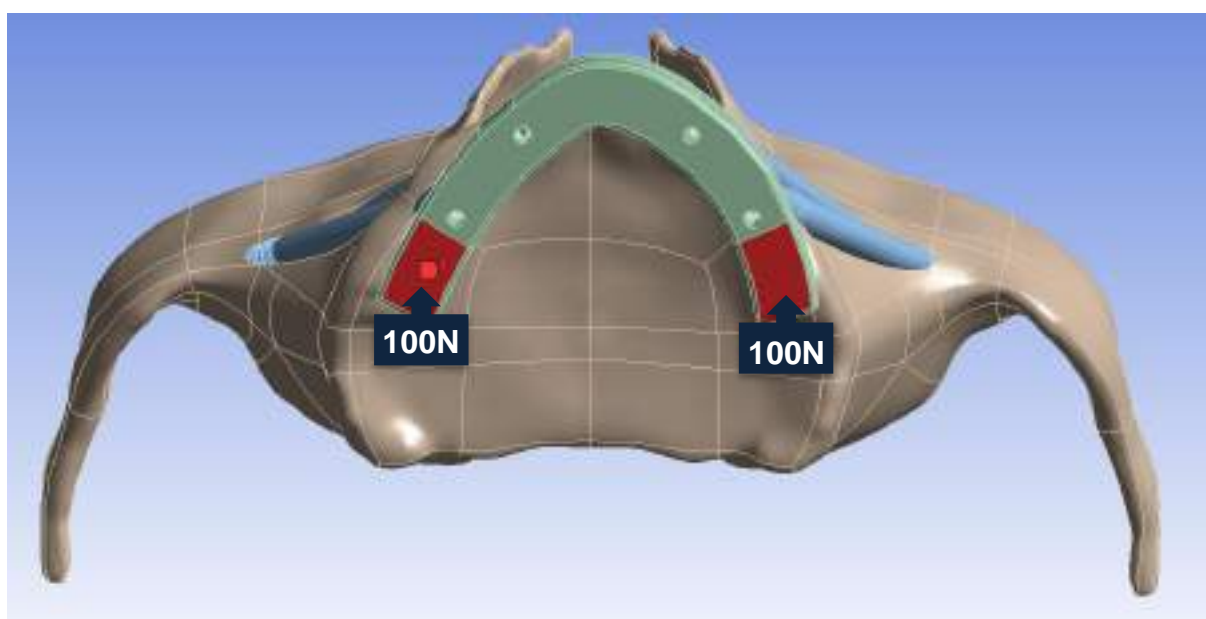


Figura 2- Aplicação de 100N de força vertical na região de primeiro molares sobre a infraestrutura metálica

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 3). 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.

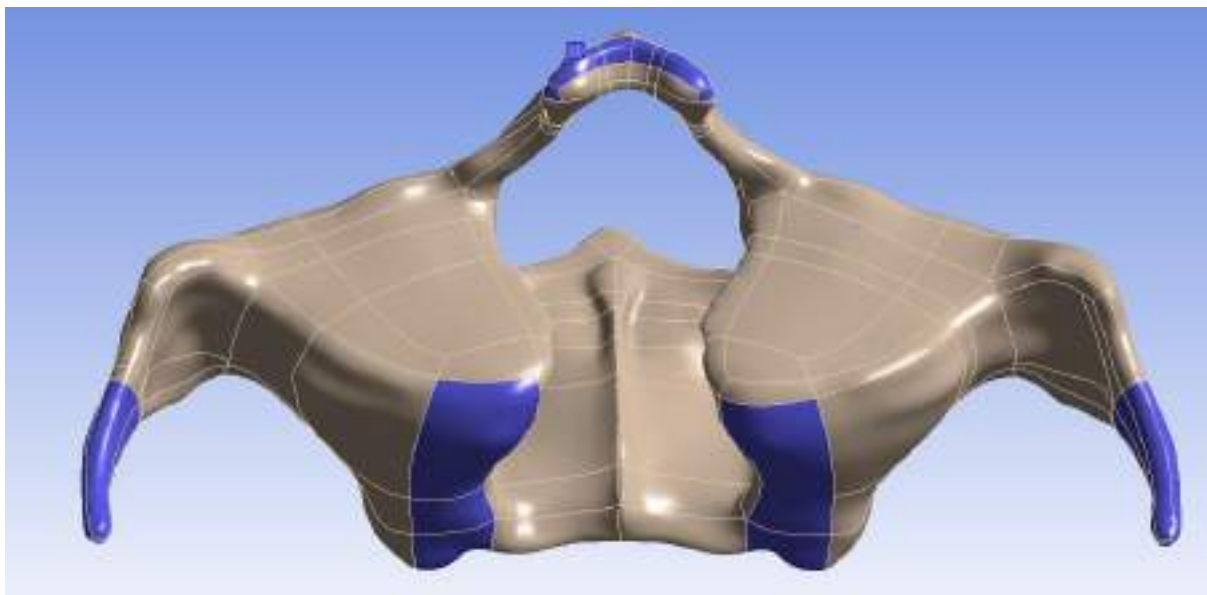


Figura 3- Áreas de fixação demarcadas em azul, importantes para estabilizar o modelo 3D após a aplicação de forças

RESULTADOS

RESULTADOS TENSÃO MÁXIMA AEF

| Material | VON MISSES STRESS | | Limite de Resistência MPa |
|--|----------------------|--------------------------------|---------------------------------|
| Modelo 3D ósseo tipo II Tensão do leito ósseo (FIGURA 5 A-B) | Calha | Externalizado 11,06 MPa | 170 MPa |
| Implante de Zigoma – S GM, 03.75 por 40mm Titânio Grau IV (GRÁFICO 6) | | 48,08 MPa | 703 MPa |
| Mini pilar com inclinação de 52 e 60° graus Titânio Grau V (FIGURA 7) | | 10 5,11 MPa | 881 MPa |
| Parafuso mini- pilar de 52° e 60° Titânio Grau V (FIGURA 8) | | 68,70 MPa | 881 MPa |

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 4 A,B).

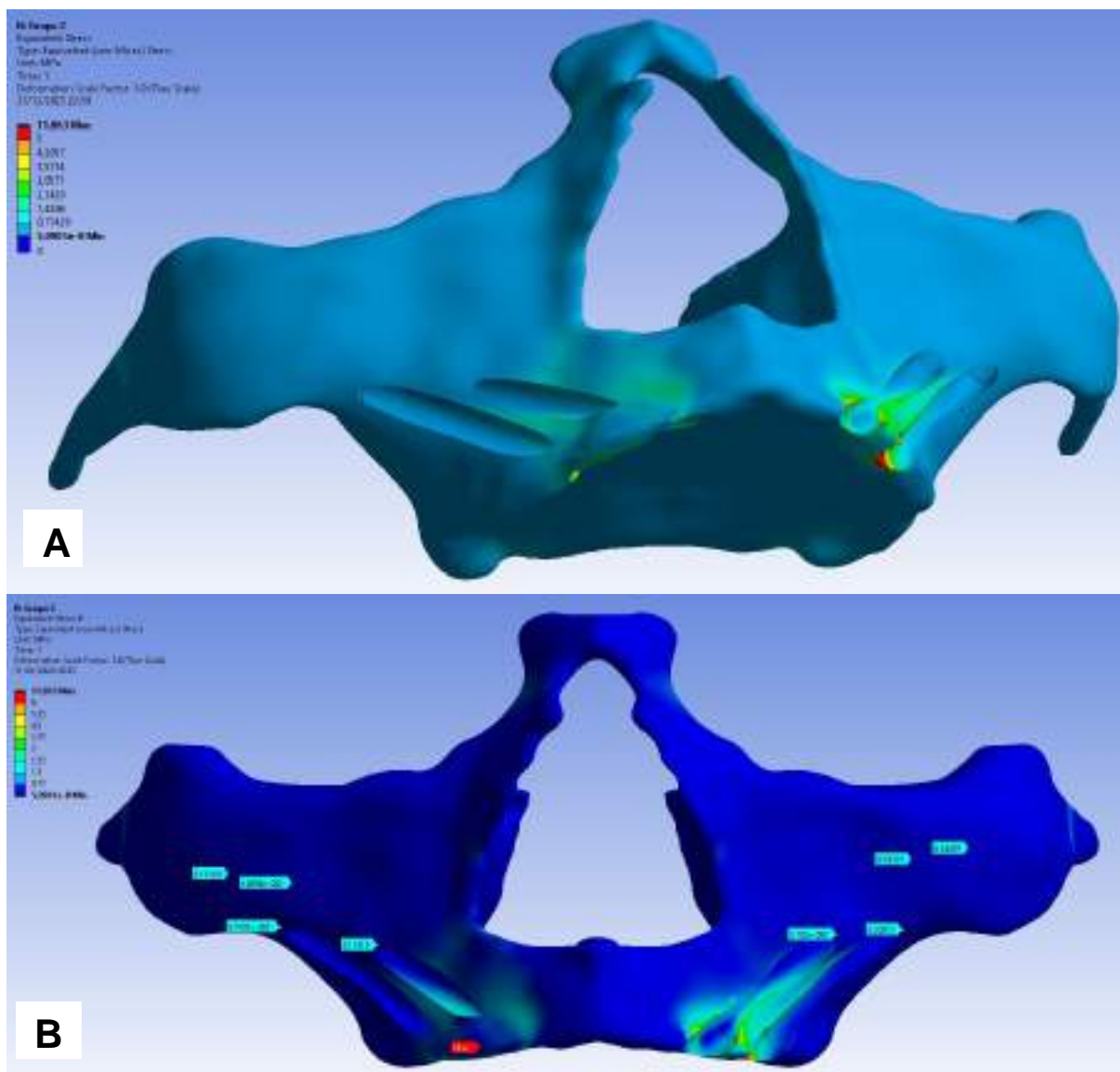


Figura 4 A-B - Representação da distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo

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 5).

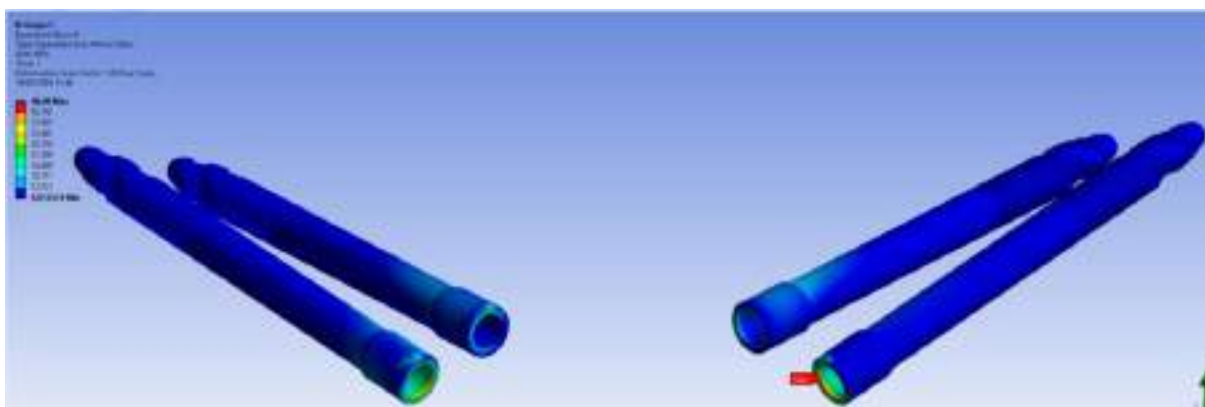


Figura 5- Distribuição das tensões de von Mises nos implantes zigomáticos

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 6).

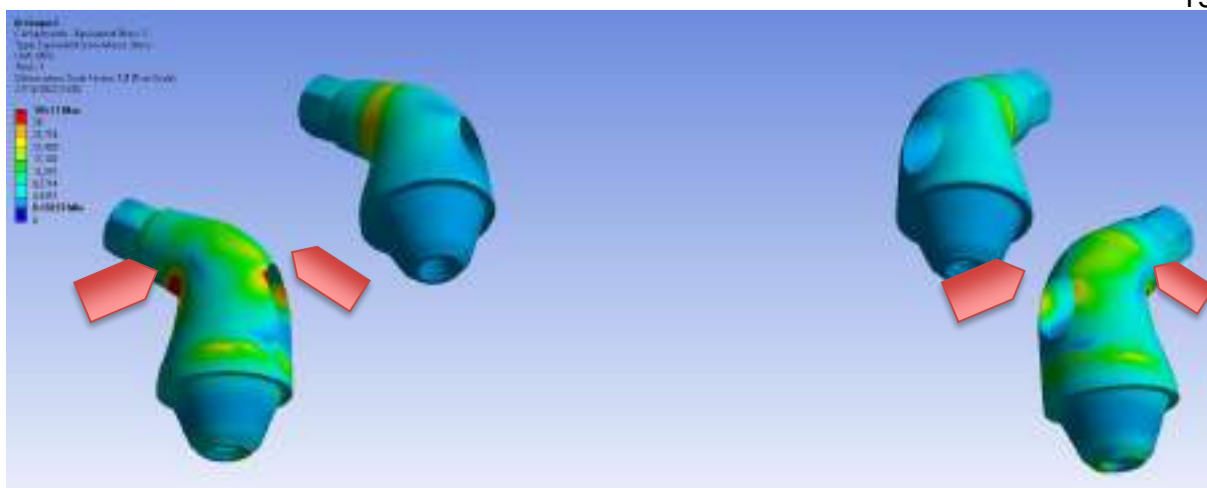


Figura 6- Distribuição das tensões de von Mises nos minipilares angulados

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 7).



Figura 7- 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. 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. Imagen tomada de: Lekholm, K.
Hansson, T., Lang, L. Periodontología clínica e
implantología odontológica. 3to 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

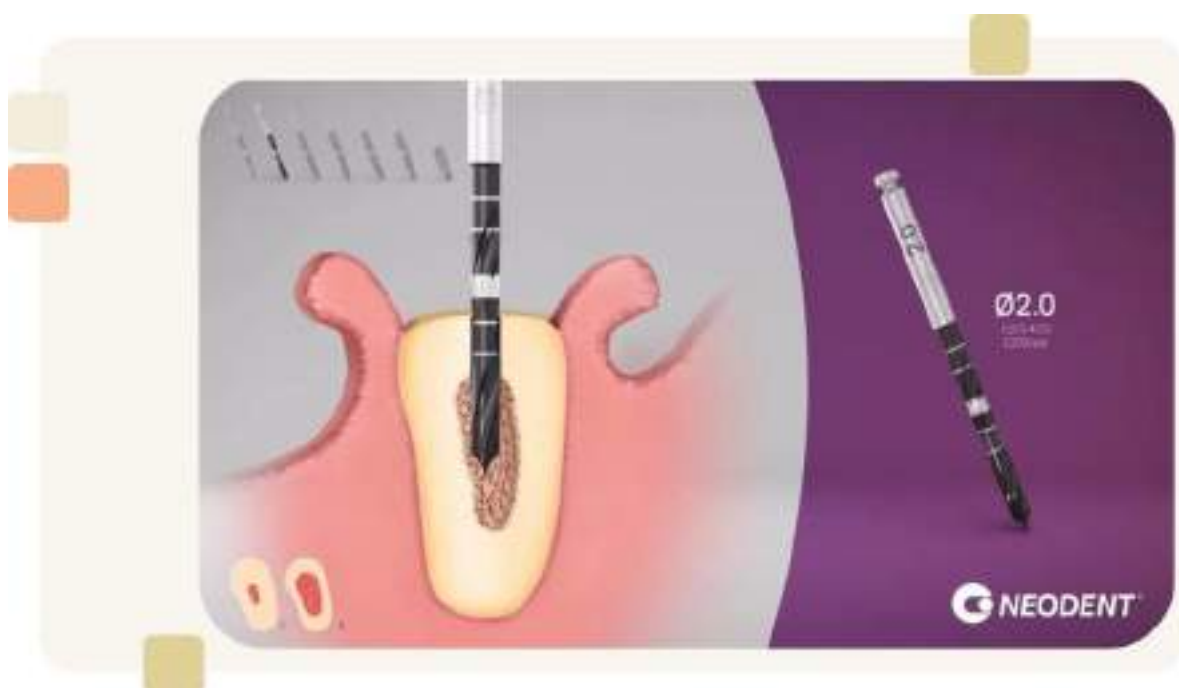
SECUENCIA DE IMPLANTE CÓNICO Y CILÍNDRICO

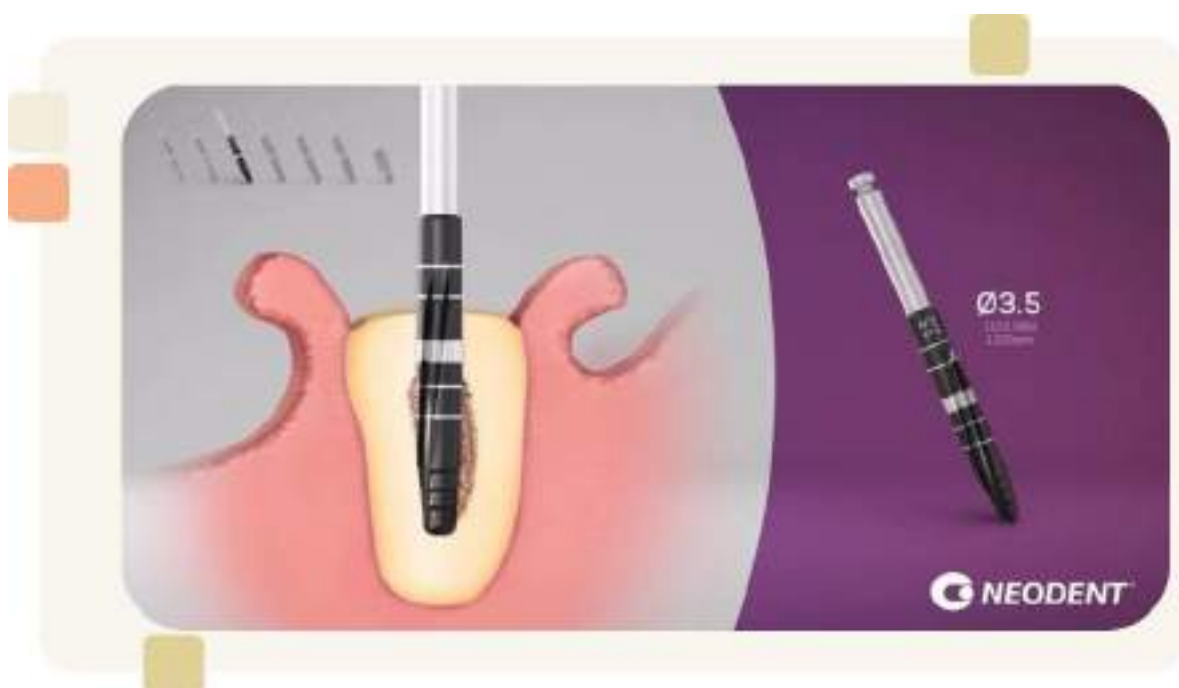


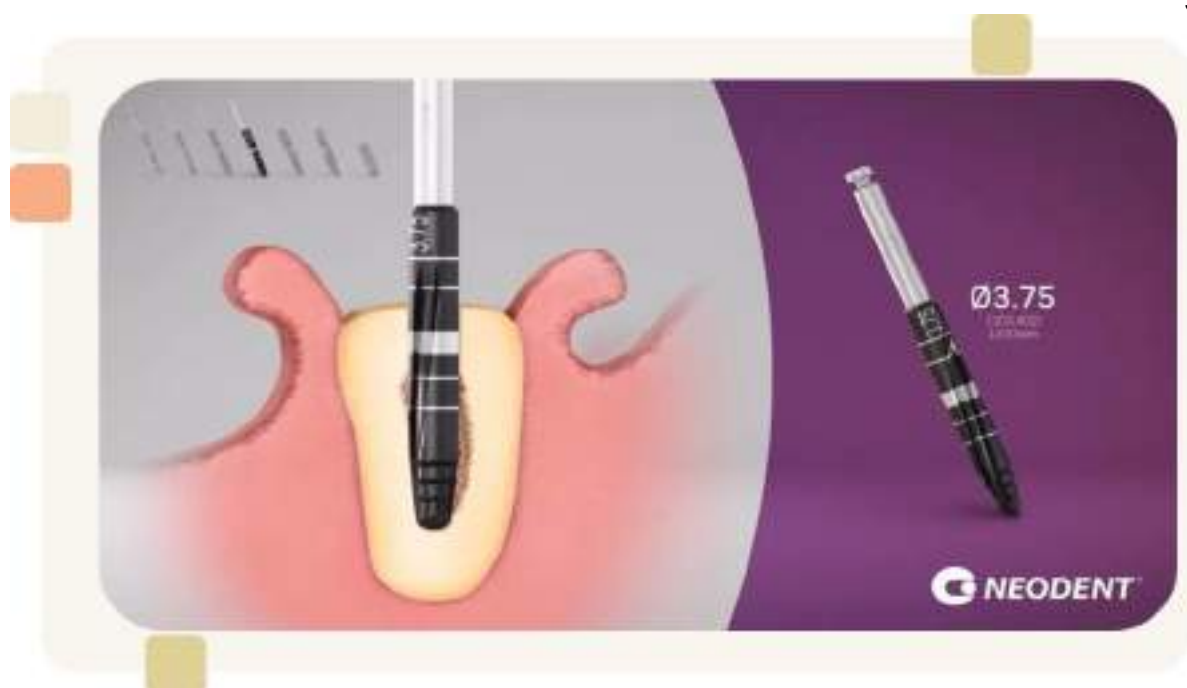
Fácil utilización
siguiendo el orden:
Código - Color

SECUENCIA DE FRESADO HUESO TIPO I Y II







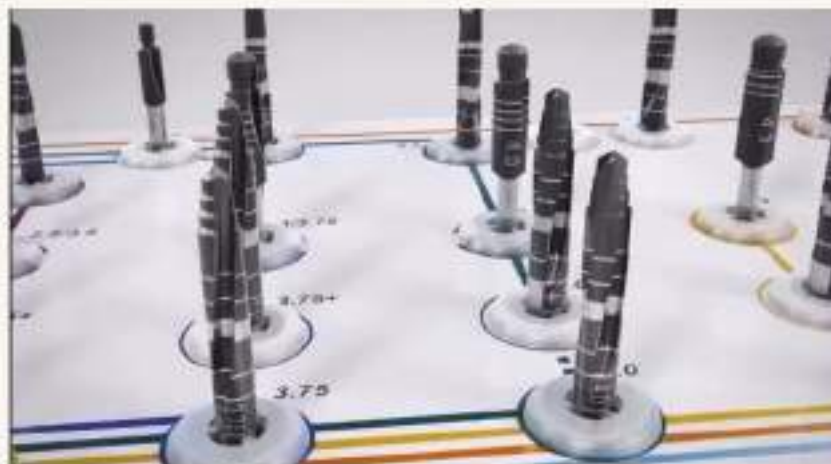








SECUENCIA DE FRESADO HUESO TIPO III Y IV



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). *Ti-Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985, p.199-206.

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):219-23.

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=K9hBm380fAw>

<https://www.youtube.com/watch?v=b5WCo06erE>

<https://www.youtube.com/watch?v=R1OUDgGRciQ>

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

Mattias Sartori, Geninho Thomé. *Implantologia Contemporânea*. Napoleão Editora. 7ª Edição - 2022. Nova Odessa - SP / Brasil p. 28

GRACIAS.