



FACULDADE
ILAPEO

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

**Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos
lisos duplos de 3,5 mm de diâmetro através de duas técnicas de instalação:
uma análise de elementos finitos**

CURITIBA
2024

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos lisos
duplos de 3,5mm 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 Miyasawa

CURITIBA
2024

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

Avaliação do comportamento da reabilitação com implantes zigomáticos lisos duplos de 3,5mm 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

Dedicatória

Dedico esta investigación a Dios que guía nuestros pasos, a mi familia: mi padre Clifford, mi madre Matilde, mi abuelo Alejandro(Papi), mi esposa Junnia Anita y mis hijos Jennie, Clifford Jr, y Juliette.

Muchas veces dejé de pasar el tiempo con ellos por el largo camino del estudio constante a través de diversas etapas de mi vida. Y por supuesto en el sacrificio de las horas lejos de ellos para culminar la Maestría.

Agradecimientos

Agradezco a mi orientador, gran Maestro y amigo Profesor Dr. Luis Eduardo Marques Padovan; a mi co-orientador Dr. Erton Massamitsu Miyasawa, joven talento em ILAPEO que supo siempre dar el entusiasmo para continuar em este esfuerzo. Al Dr. Rubens Moreno de Freitas, que siempre estuvo al tanto de nosotros; a todos los profesores de ILAPEO, que mostraron una gran calidad profesional y personal: Geninho Thome, Ivete Mattias Sartori, Carlos Araujo, Flavia Fontao, Mariana Schafferbrackmann, Tatiana Deliberador, Dalton Marques, Sergio Bernardes Rocha, Elisa Mattias Sartori, Rogeria Acedo, Leandro Eduardo Kluppel, Andrew Melenikiotis, Victor Coró, Caio Cardoso, Augusto, Camila Marinelli, Elcio Marcantonio Jr, Janderson de Medeiros Cardoso, Jose Granjeiro. Disculpen si omito a algun profesor.

Un agradecimiento a mis compañero de Maestria, a aquellos que supieron compartir como hermanos, y también a aquellos que quien sabe aun no aprendieron todavia a compartir, algo que aprendí de los profesores brasileiros desde mi primer contacto con ellos hace ya casi 20 años, aprender a compartir sin egoísmos.

Agradezco tambien al personal auxiliar de la Clinica, al personal de la biblioteca, de laboratorio y a todos los funcionarios de ILAPEO, ya que sin ellos no huibiese sido posible el desarrollo de nuestra Maestria.

Muchas gracias a todos y disculpen si algun nombre fue omitido.

Sumário

1. Artigo científico 1	7
2. Artigo científico 2.....	14

1. Artigo científico 1

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 3,5 DE DIÂMETRO ATRAVÉS DE DUAS TÉCNICAS DE INSTALAÇÃO: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua¹

Erton Massamitsu Miyasawa²

Luis Eduardo Marques Padovan²

¹ Aluno 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 3,50 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 melhor 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

A study of finite element analysis (FEA) was performed using two different surgical techniques, inserting two zygomatic implants to each side of the maxilla; techniques were the sinus channel and the exteriorization technique. The implants used were smooth zygomatic implants of 3.5 mm of diameter and 40 mm of length. The objective of the present research was to study the biomechanics of the components for a rehabilitation of the atrophic maxilla. 60° angled abutments (MUA) were placed in the posterior implants and 52° angled abutments (MUA) in the anterior implants, all of them had a 1.5mm. of transmucosal high. A bilateral axial force of 100N was applied to the metallic structure to simulate occlusal force, totaling 200N. The results show that the highest stress were in the inner shoulder region of the 60 grade angled. The stress distribution produced in the bone tissue primarily was 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 surgical techniques, a best 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 reabilitação de maxilas edêntulas atroficas é um desafio constante para os implantodontistas. A presença do seio maxilar pneumatizado, e a qualidade e quantidade óssea remanescente, normalmente impedem a instalação de implantes convencionais. As estratégias existentes de tratamento englobam técnicas de reconstrução (através de enxertos) ou técnicas que preconizam a utilização de implantes que desviam das estruturas limitantes e alcançam

pilares ósseos promovendo a estabilidade inicial dos implantes, e possibilitam assim, uma reabilitação mais rápida, com menor custo e morbidade¹.

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 concava, 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 convexidade 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 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 frequentes ¹⁰. (Figura 1).

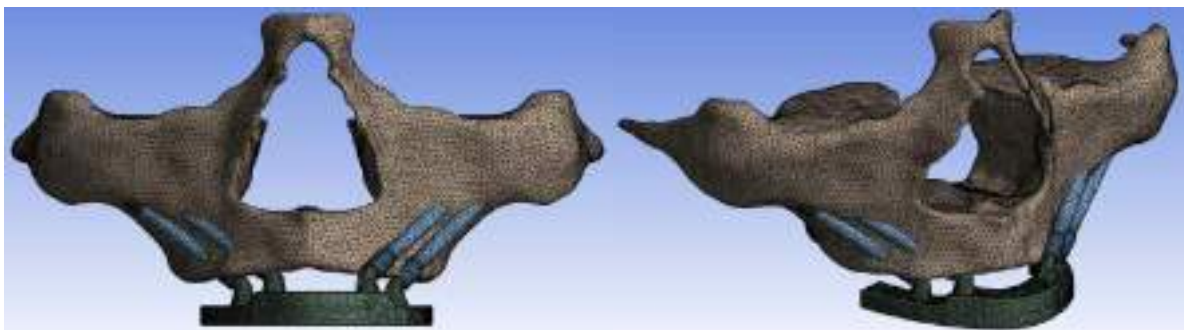


Figura 1- Modelo tridimensional de maxila reabilitada com 4 implantes zigomáticos subdividido em tetraedros para análise de elementos finitos com 729.575 elementos e 1.078.269 nós

O objetivo deste trabalho é avaliar, através de uma análise de elementos finitos, a viabilidade biomecânica dos componentes de uma reabilitação de maxila edêntula total atrófica com quatro implantes zigomáticos de corpo liso de 3,50 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento 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 protéticos). 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)	Coefficiente de Poisson	Referência
Tecido ósseo tipo II	5500	170 (Compressão) 100 (Tensão)	0,3	Tada et al. (2003), Almeida et al. (2010) Bozkaya et al. (2004)
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	Coefficiente 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 1,5mm 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).

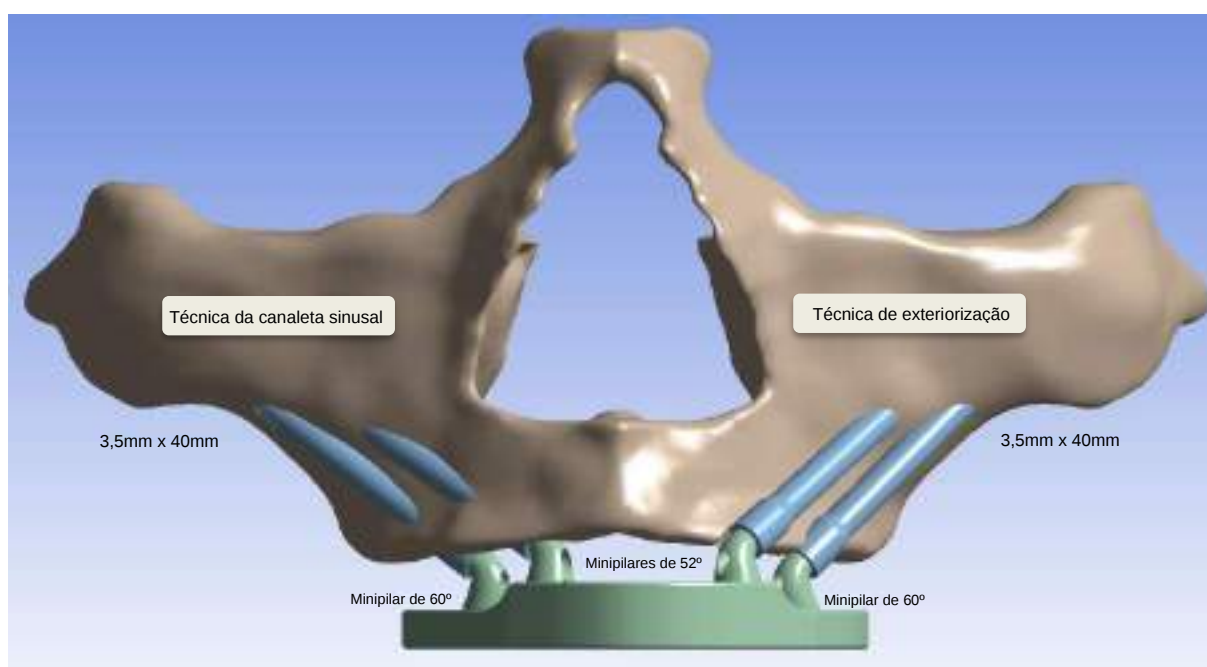


Figura 2- Modelo de reabilitação de maxila total edêntula produzida pelo software ANSYS.

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).

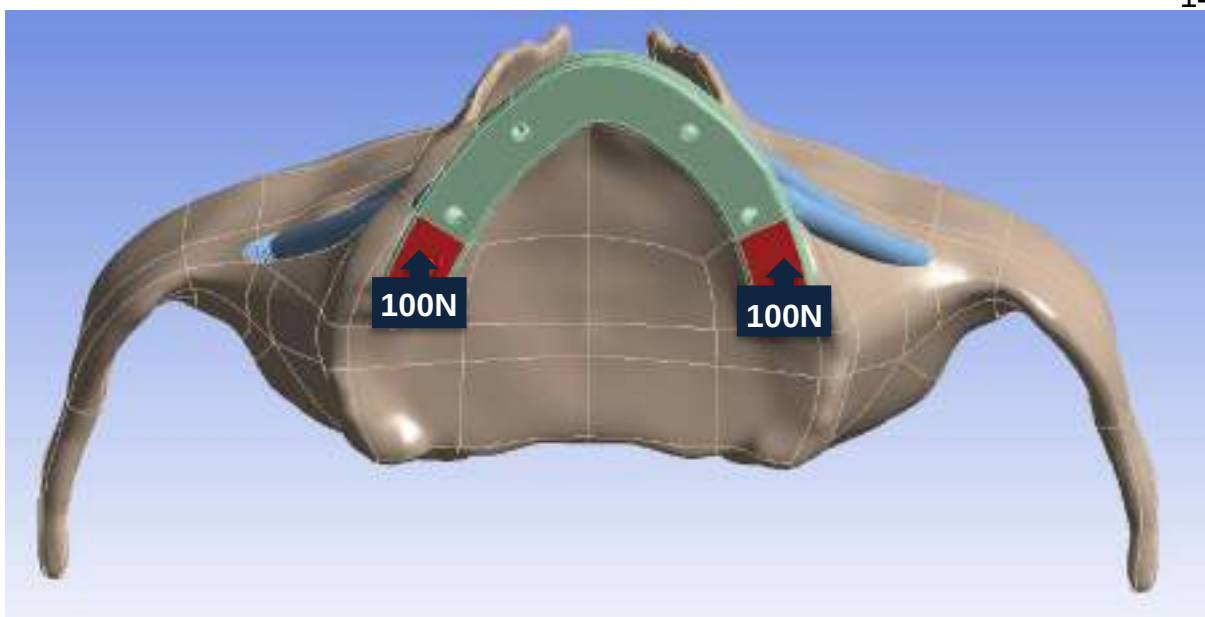


Figura 3- Aplicação de 100N de força vertical na região de primeiro molares sobre a infraestrutura metálica

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.

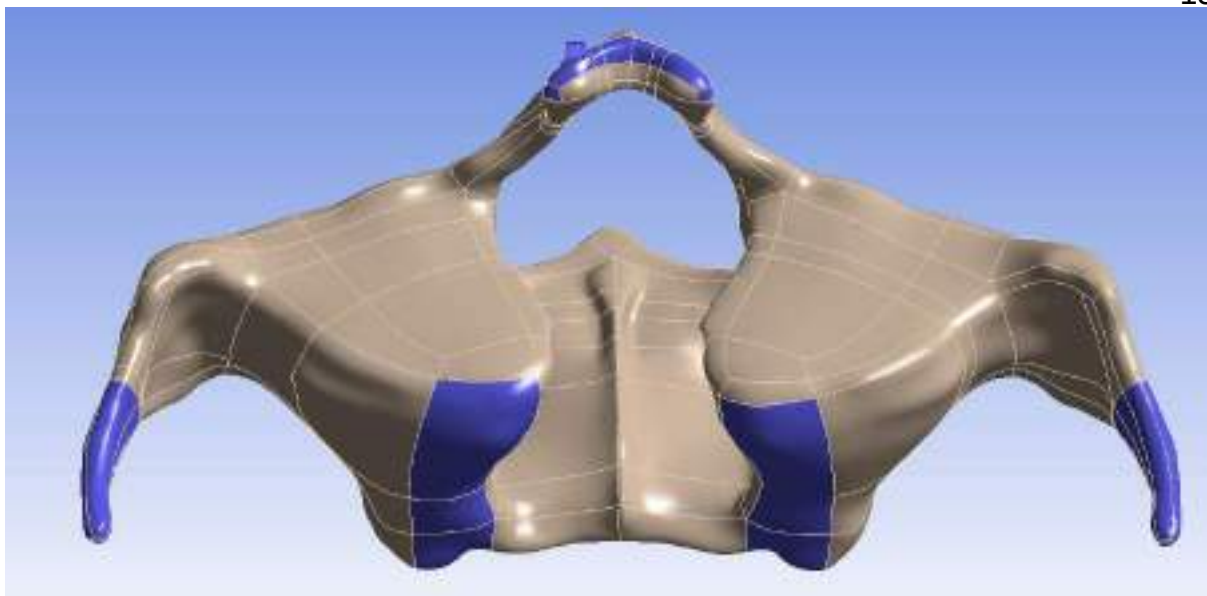


Figura 4- Áreas de fixação demarcadas em azul, importantes para estabilizar o modelo 3D durante a aplicação de forças

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 11,165 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 0,18 MPa. Esses valores não ultrapassaram os limites de resistência do osso, que é de

aproximadamente 170 MPa para o tipo ósseo estudado¹², em ambas as técnicas utilizadas (técnica de Stella & Warner e técnica de exteriorização) (Figura 5 A,B).

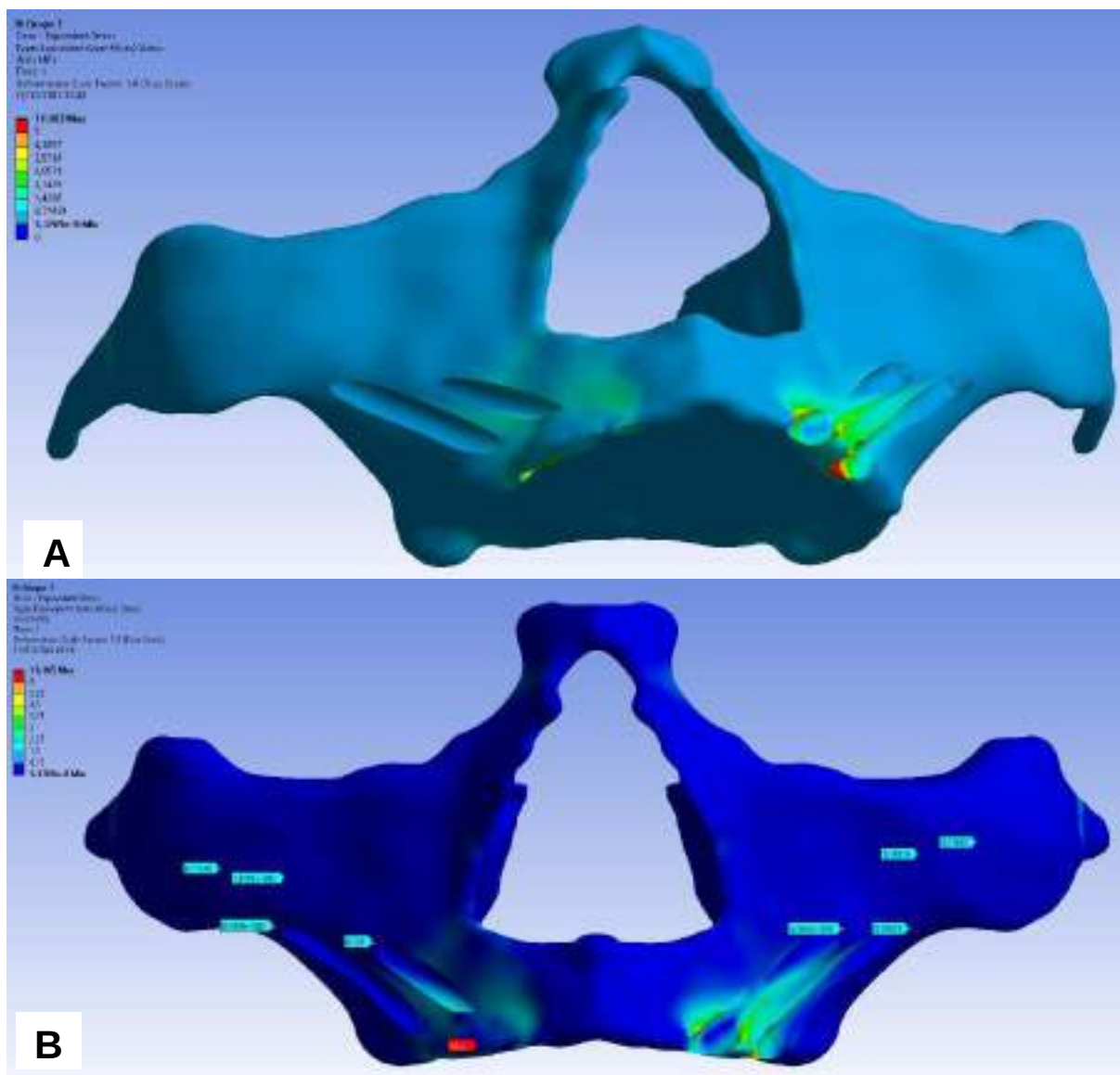


Figura 5 A-B - Representação da distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo

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 48,48 MPa, os quais são significativamente inferiores ao limite de escoamento do titânio grau IV, estabelecido em 703 Mpa (Figura 6).

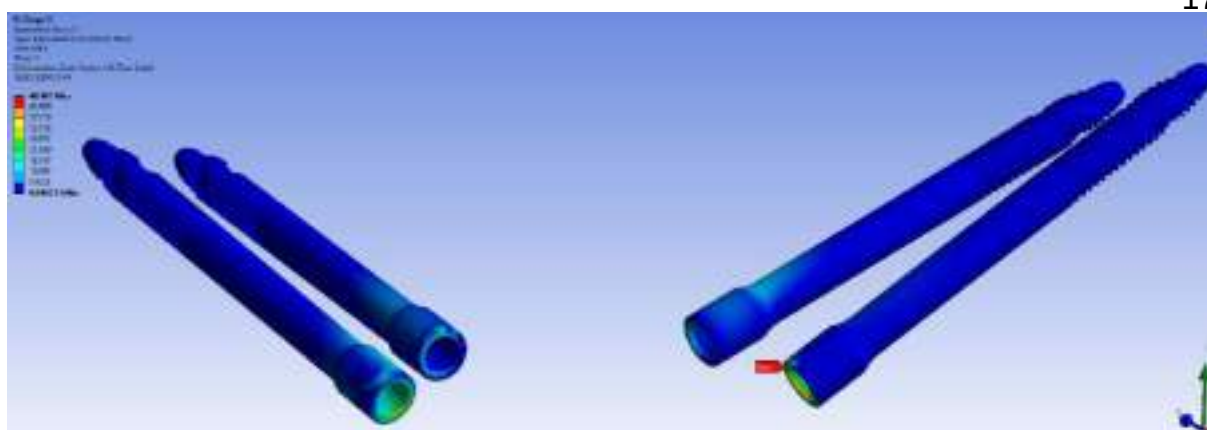


Figura 6- Distribuição das tensões de von Mises nos implantes zigomáticos

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 98,517 MPa em ambas as técnicas, valores consideravelmente abaixo do limite de escoamento do titânio grau V, que é de 881 Mpa (Figura 7).

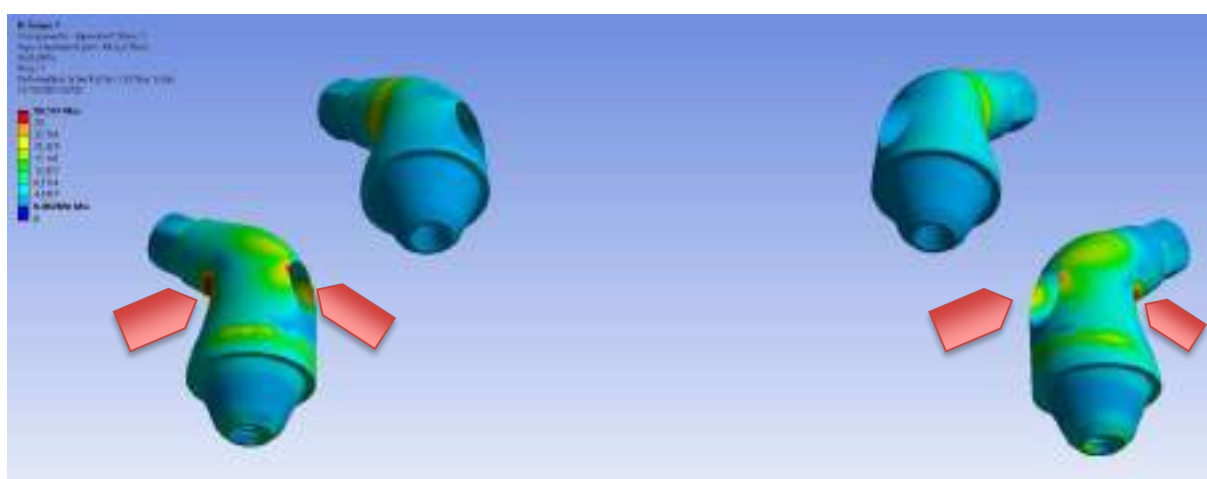


Figura 7- Distribuição das tensões de von Mises nos minipilares angulados

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 34,34 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

A análise de elementos finitos para utilização na odontologia iniciou em 1975 com Selna LG et al., onde avaliou o comportamento das forças oclusais em pré molares superiores para indicação de melhores materiais restaurativos ¹⁰. A partir desse momento, muitos autores se utilizaram dessa ferramenta computacional para analisar situações clínicas biomecânicas complexas ¹³⁻¹⁶.

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 3,50 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, exibe 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 (34,34MPa) 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, eficazes, e viáveis 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. Artigo científico 2

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura publicação no periódico

Colocar o nome da revista

CIRURGIA GUIADA EM IMPLANTODONTIA

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua¹

Ertton Massamitsu Miyasawa²

Luis Eduardo Marques Padovan²

¹ Aluno do Programa de Mestrado em Implantodontia da Faculdade ILAPEO

² Professor do Programa de Pós Graduação da Faculdade ILAPEO



Región Lima
Escuela Profesional de Periodismo

EPP
Escuela Profesional de Periodismo

IV JORNADA DE ACTUALIZACIÓN CIENTÍFICA DESCENTRALIZADA

CAÑETE

Martes 29 agosto

9:00 a.m. a 2:00 p.m.

Modalidad Presencial

Campus Casa de la Cultura Av. Mariscal Benavides 1370, San Vicente de Cañete

Dr. E. Saavedra-Maynez Colque
Tema: Dirección de una consulta y atención de urgencias en implantología
Horario: 9:00 a.m. a 12:00 p.m.

Dr. Clifford Allen Lengua
Tema: Cirugía guiada en implantología
Horario: 12:30 p.m. a 1:30 p.m.

Dr. Jairo R. Roca Pareda de León
Tema: Dirección de una consulta
Horario: 1:30 p.m. a 2:00 p.m.

Dr. Marcos Castro Cordero
Tema: Curso de actualización en el uso de la tecnología en la odontología
Horario: 2:30 p.m. a 3:30 p.m.

Inscripciones: 944 915 947 / 947 456 567

Contribución: \$/ 30.00

En coordinación con: **Cañete**



CIRUGÍA GUÍADA ESTÁTICA



*C:Dr Clifford A Allen Lengua
Lima Perú*

Cirurgia Guiada Estática

- La cirugía guiada de implantes dentales tiene la finalidad de aumentar la precisión en la colocación y de esta forma los desvíos lineares e angulares son minimizados, alcanzando una mayor tasa de éxito de la intervención quirúrgica a lo largo del tiempo.

Cirurgia Guiada Estática

Cirurgia guiada



*aumentar a precisão
na colocação do implante*

Immediate Loading of Fixed Complete Denture Prosthesis Supported by 4–8 Implants Placed Using Guided Surgery: A 5-Year Prospective Study on 66 Patients with 356 Implants

Silvia Maria Meloni, DDS, PhD, MS,¹ Marco Tallarico, DDS, MS,¹ Milena Piatto, DDS,² Sara Khanlou, DDS,³ Luigi Canullo, DDS, PhD⁴

ABSTRACT

Background: High primary implant stability is considered one of the main factors necessary for achieving predictable treatment outcomes with immediately loaded implant-supported screw-retained fixed complete denture prosthesis (ICDP).

Purpose: To evaluate the 5-year clinical and radiographic outcomes of immediately loaded implants placed in edentulous patients using computer-aided template-guided surgery to support a ICDP.

Materials and Methods: Patients in need to be treated with a ICDP in the maxilla or mandible were included in this prospective study and treated using computer-aided template-guided surgery. Implants were placed in order to achieve an insertion torque ranging between 35–45 Ncm in the mandible and 45–55 Ncm in the maxilla. A prefabricated screw-retained provisional prosthesis was delivered the day of the surgery. Outcomes were implant and prosthesis cumulative survival rates (CSR), any complications, and post-implant marginal bone loss (MBL).

Results: Sixty-six patients received 356 implants to support 66 ICDPs. Each patient received 4–8 implants. Seven implants failed in six patients, resulting in a CSR of 98.1%. Two definitive prostheses failed resulting in CSR of 97.1%. Mean MBL of 3.03 ± 4.41 mm was reported at the 5-year follow-up. Five implants (1.4%) showed a mean mean distal post-implant bone loss greater than 3.0 mm and received osseous surgical therapy.

Conclusions: Immediately loaded implants placed in edentulous patients using computer-aided template-guided surgery to support a ICDP is a valid treatment concept in the medium-term follow-up, for edentulous patients.

Este estudio clínico prospectivo nos indica algo muy importante que los pacientes operados con cirugía guiada tenían **menos dolor y edema**. Nos indica también de desviaciones entre lo planificado y la posición final de los implantes pero que **no son relevantes**.

Technical Accuracy of Printed Surgical Templates for Guided Implant Surgery with the coDiagnostiX™ Software

Sebastian Kuhl, DMD¹* Michael Payer, DMD, MD, PhD¹ Nicola Ursula Zitzmann, DMD, PhD²
Jörg Thomas Lambrecht, DMD, MD, PhD³ Andreas Filippi, DMD, PhD⁴

ABSTRACT

Background: Printing of templates for guided surgery represents an alternative to laboratory manufactured templates.

Purpose: To determine the technical accuracy of a virtually designed and printed surgical template for guided implant surgery based on a surface scan of a cast model using the coDiagnostiX™ software.

Materials and Methods: Cast models and the virtual planning data of nine patients receiving guided implant surgery with the coDiagnostiX software were analyzed. The original cast models were equipped with three titanium pins and scanned with a three-dimensional scanner. The scans were uploaded in the coDiagnostiX software and the virtual surgical templates were designed including the sleeves at their original positions. After printing the surgical templates, the sleeve positions were determined by optical scanning, and deviations were calculated and compared with the virtual positions of the sleeves.

Results: The sleeves showed a mean three-dimensional deviation of 0.22 mm (range: 0.07–0.38 mm) in the center of the sleeve top, 0.24 mm (range: 0.08–0.36 mm) in the center of the sleeve bases and a mean angular deviation of 1.5° (range: 0.4°–3.2°) compared with the virtual positions.

Conclusion: A high accuracy can be achieved using printed templates for guided implant surgery, by taking into account all sources of inaccuracies.

Este estudio nos muestra una gran exactitud para las guías impresas y planificación de implantes con el software codiagnostix 0.22mm y 1.5 grados de desviación



La posición de la guía, como se fija la guía, tipo de guía y el abordaje con colgajo influyen en la exactitud de la cirugía guiada estática.

La mayor exactitud se encontró en cirugías sin colgajo y estabilizando la guía con pines.

Computer Technology Applications in Surgical Implant Dentistry: A Systematic Review

AJ Tahmasebi, DDS, PhD¹/Daniel Wismeijer, DDS, PhD²/Wim Coucke, MStat, PhD³/Wibe Dierksen, DDS⁴

Purpose: To assess the literature on the accuracy and clinical performance of static computer-assisted implant surgery in implant dentistry. **Materials and Methods:** Electronic and manual database searches were applied to collect information about (1) the accuracy and (2) clinical performance of static computer-assisted implant systems. Meta-regression analysis was performed to summarize the accuracy studies. Failure/complication rates were investigated using a generalized linear mixed model for binary outcomes and a logit link to assess implant failure rate. **Results:** From 2,359 articles, 14 survival and 34 accuracy studies were included in this systematic review. Nine different static image guidance systems were involved. The meta-analysis of the accuracy (34 clinical and preclinical studies) revealed a total mean error of 1.22 mm (maximum of 4.5 mm) at the entry point measured in 1,530 implants and 1.19 mm at the apex (maximum of 3.1 mm) measured in 1,466 implants. For the 14 included survival studies (total of 2,043 implants) using static computer-assisted implant dentistry, the mean failure rate was 2.7% (0% to 10%) after an observation period of at least 22 months. In 36.4% of the treated cases, intraoperative or postoperative complications were reported, which included complete fractures during the surgery, change of plan because of factors such as limited primary implant stability, need for additional grafting procedures, prosthetic screw loosening, prosthetic shift, and prosthetic fracture. **Conclusion:** Different levels of quantity and quality of evidence were available for static computer-assisted implant placement, with reporting high implant survival rates after only 12 months of observation in different situations, achieving a similar level of accuracy. Future long-term clinical data are necessary to identify clinical indications, select accuracy versus risk and justify additional resolution doses, effort, and costs associated with computer-assisted implant surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 2014;29:30m:42-42. doi:10.1097/joms.2014.supp.1.2

Key words: guided surgery, dental implants, computer planning

2
5

Computer technology applications in surgical implant dentistry:

Tahmasebi A, Wismeijer D, Coucke W, Dierksen W. ITI 5th consensus conference, Ioml 2014.

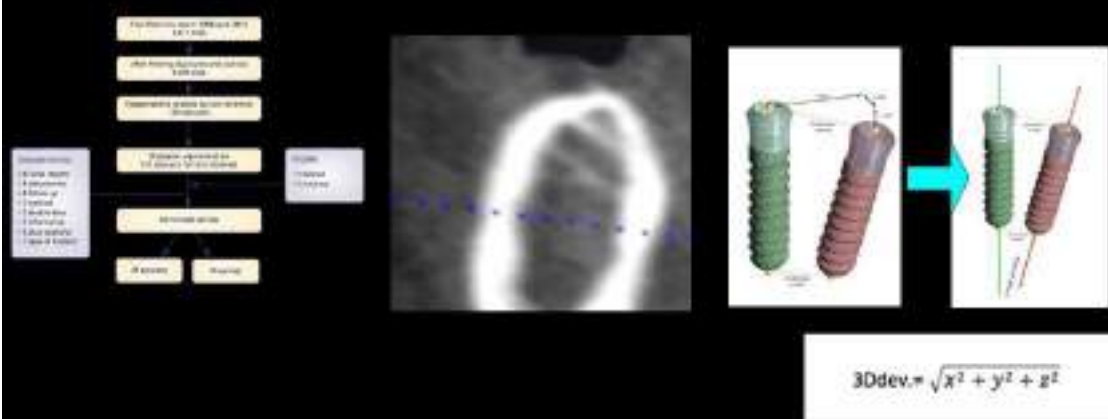
- Focused question:
- How does static Computer Guided Surgery perform in terms of implant survival and accuracy of placement when treating (partially) edentulous patients?



2
6

Computer technology applications in surgical implant dentistry:

Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. ITI 5th consensus conference. Jomi 2014.



Accuracy



Average

Entry point	1.12mm
Apical deviation	1.39 mm
Axial deviations	3.9°

Computer technology applications in surgical implant dentistry:
Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W, ITI 5th consensus conference, Iorn 2014,

Guide support
Bone supported guides:
by far the largest deviations

Free hand/full guided
Better accuracy for full guided implants

Flapless/flap-raised
Better accuracy in flap-less approach

In most of the flapped treatments a bone supported guide was used!



The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis

Ali Tahmaseb¹ | Vivian Wu² | Daniel Wismeijer³ | Wim Coucke² | Christopher Enns³

¹Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada

²Department of Oral Biology, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada

³Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada

Received: 10 October 2014; Accepted: 10 November 2014; Published online: 10 December 2014

© 2014 John Wiley & Sons, Ltd. *J Oral Maxillofac Surg* 2014; 72: 32–40

DOI: 10.1002/jor.23000

Abstract

Objectives: To assess the literature on the accuracy of static computer-aided implant surgery in respect to implant placement.

Materials and Methods: Electronic and manual literature searches were conducted to collect information about the accuracy of static computer-aided implant surgery. Meta-analysis was performed to summarize the accuracy studies.

Results: From a total of 372 articles, 28 studies were included in the review. The meta-analysis of the accuracy of static computer-aided implant surgery revealed a total mean error of 1.2 mm (1.04 mm to 1.46 mm) in the x-axis, 1.5 mm (1.28 mm to 1.78 mm) in the y-axis, and 1.5 mm (1.28 mm to 1.78 mm) in the z-axis. There was a significant difference in accuracy in terms of implant rotation concerning full rotation cases.

Conclusions: Different levels of accuracy and quality of evidence were available for static computer-aided implant surgery (s-CAS). Based on the present systematic review and its limitations, it can be concluded that the accuracy of static computer-aided implant surgery is within the clinically acceptable range in the majority of clinical situations. However, a safety margin of at least 2 mm should be expected. A lack of homogeneity was found in techniques adopted to harvest the implant position and the general study designs.



© Copyright 2004

Hervé Huet^{1,2}, Jean-François² and Michel-François Huet^{2,3}

SAFETY: None.

02/08/18: A total of 136 queries were identified from the elements search. After applying the various criteria, eight queries were selected for systematic assessment and four for systematic update/revision analysis. The elements search had a maximum of 827 items on 8/1/18, with a total for the year 18 queries (excluding duplicate entries below) were affected by the update.

doi:10.1017/S0022292412001607 Printed in the United Kingdom

† *BDJ Open*, 2021 Aug 10;7(1):25. doi:10.1038/s41435-021-00096-4

Nancy Abdothie^{a, 2}, Sami Prasad^a, Myrica Prasad Gidron^a

Affiliations: + ongoing

PMID: 24408127 PMCID: PMC3127500 DOI: 10.1038/nbt1425-027-00080-7

Objetivo: El propósito de esta revisión sistemática metanálisis fue evaluar las tasas de fallas de implantes y su asociación con las técnicas de colocación de implantes guiada y a mano libre.

Materiales and metodos: Una búsqueda en la literature fue realizada a traves de PubMed, Medline via Ovid, Cochrane database, y Google Scholar. La búsqueda fue terminada en Setiembre del 2020. Una serie de metaanálisis fueron realizados para comparar las tasas de falla de implantes con las dos técnicas.

Resultados: Un total de 3387. La incidencia de falla de implantes en cirugía guiada vs. cirugía a mano libre fue de 2.25% and 6.42%, respectivamente.

Ambas técnicas de colocacion de implantes guiada y a mano libre resultaron en una alta tasa de supervivencia.

Conclusión: Sin embargo, las tasas de falla de implantes fueron casi tres veces mas altas en la categoría de colocación a mano libre. El abordaje de colocación de implantes guiados es recomendado para un resultado exitoso.

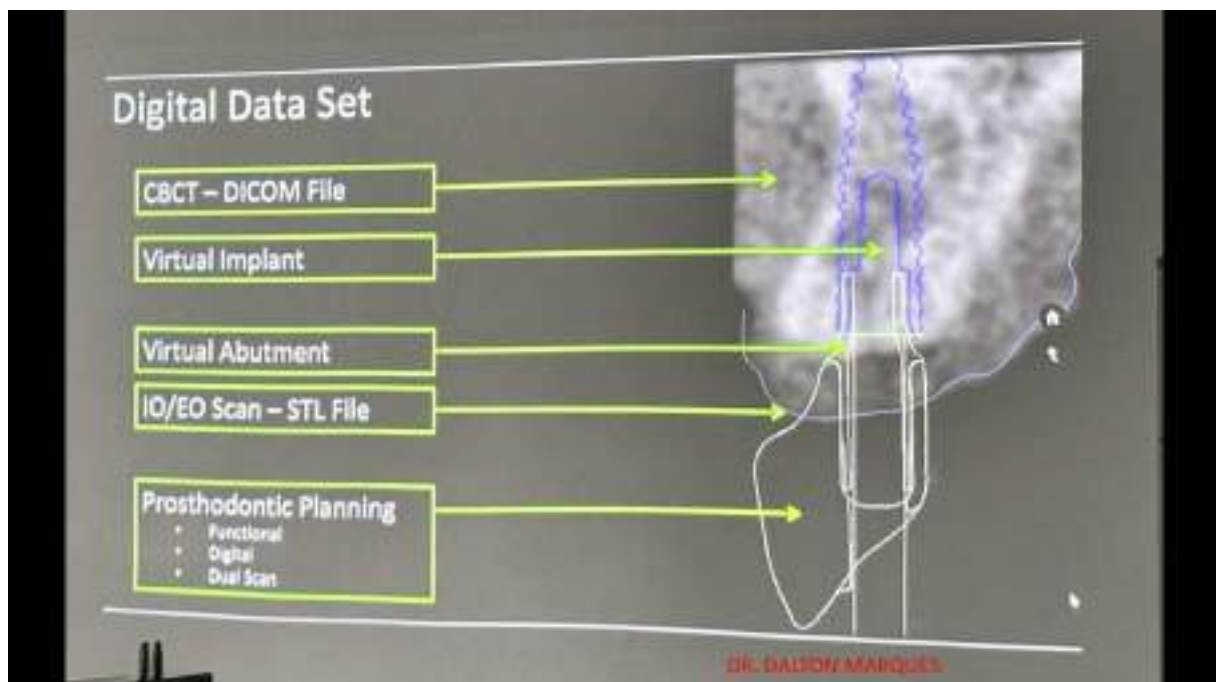
Cirugía Guiada Estática

Primero debemos empezar en que toda cirugía de implantes es una cirugía guiada *protésicamente*.

Y para realizarla debemos hacer una planificación: sea *analógica* (la que usualmente se hacía) o *la digital* o una planificación *mista*.

La planificación digital se realiza con diferentes softwares que me permiten relacionar:

- La posición adecuada tridimensional (3D) del implante con:
 - La posición de los dientes de la rehabilitación
 - El tejido óseo.
 - El tejido blando



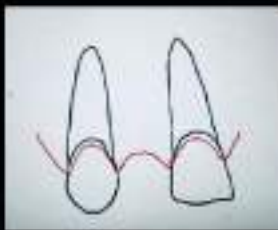


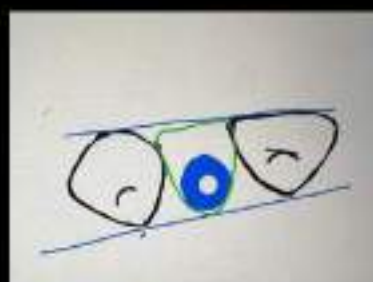
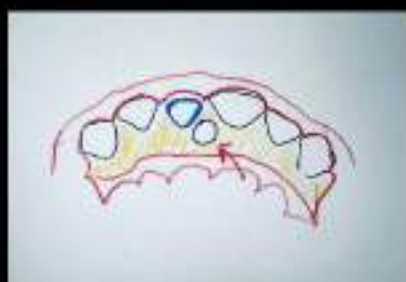
Entonces elemento indispensable es *la planificación* y para ello necesitamos: conocimientos que nos permitan ubicar la correcta posición 3D de los implantes y para conseguirla *partimos de cómo va a ser la futura Prótesis.*

Donde van a estar los dientes y es lo que busca el pre

Posición 3 D en tejido óseo

- Posición medio distal de los implantes: 3mm entre implante e implante y 1.5 entre implante y diente
- Posición apico coronal de los implantes
- Posición vestibulo palatina de los implantes
- Posición axial de los implantes
- Por lo menos 1 o 2 mm de tejido óseo en vestibular





Posición 3 D en relación al tejido blando

- Cantidad de tejido blando del margen gingival hasta plataforma del implante (vertical) 3-4 mm
- Cantidad de tejido blando en forma horizontal al implante (hacia vestibular) 2-3mm
- Presencia de tejido queratinizado de por lo menos 2mm



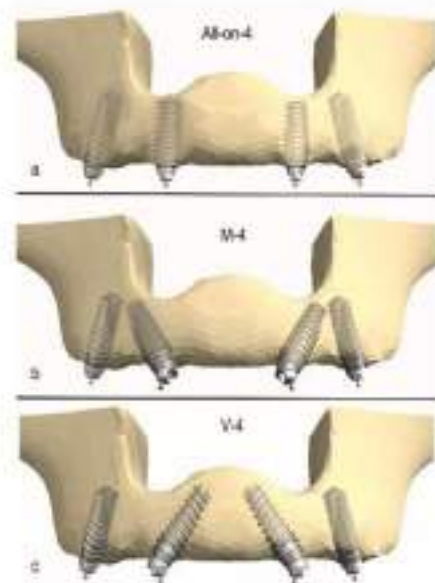
Posición 3 D Prótesis

Nivel de punto de contacto de la corona a cresta ósea mesial y distal (5 mm entre implante y diente vecino y 3.48 entre implantes) para disminuir la posibilidad de triángulos negros.)

Determinar si es cementada o atornillada la rehabilitación

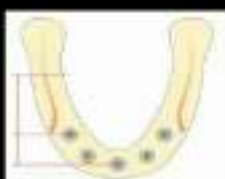
Posición 3 D -Prótesis

- Determinar si la rehabilitación va a ser una PF1, PF2 o una PF3 , si va a ser atornillada o cementada.
- Distribuir los implantes donde biomecánicamente funcionen mejor de acuerdo a los protocolos ya estudiados
- En caso de edéntulos completos . 6 implantes paralelos, all on four, implantes en forma de M.

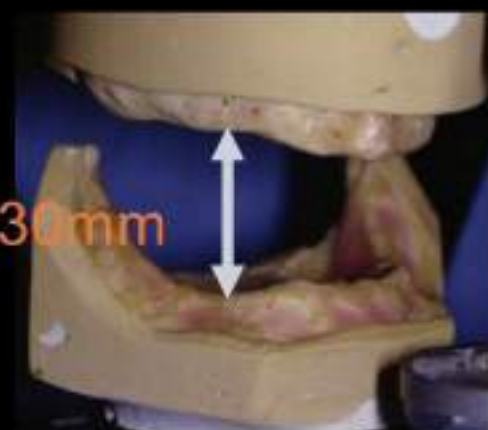


Posición 3 D - Prótesis

- Cantiléver no mayores de 12 mm o midiendo la longitud antero posterior de los implantes
- Tener en cuenta el espacio interoclusal que nos permita hacer el tipo de prótesis que se haya planificado: una híbrida con su barra, o una prótesis fija 1, etc



attachments: 8mm
Bar & clip: 14mm
Hybrid: 12mm
FDP: 7mm



30mm



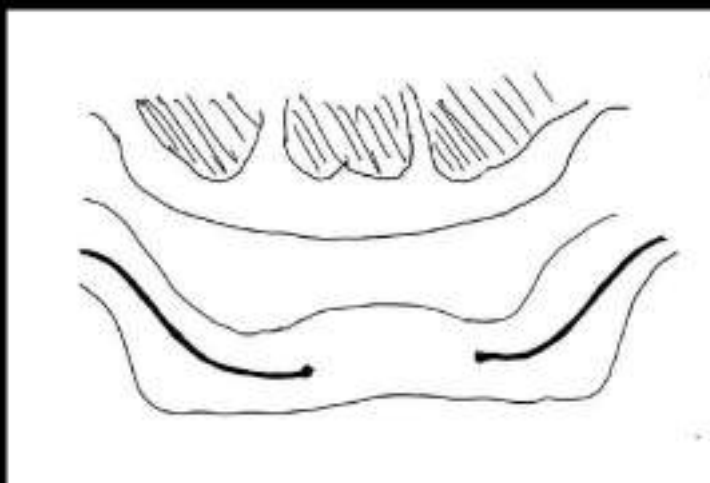
Posición 3 D - Prótesis

- Evaluar la DVO, plano bipupilar, línea media, línea de los caninos, plano de camper.
- Eliminar los flancos vestibulares anteriores en las pruebas de los protocolos superiores para evaluar el soporte labial
- La línea de la sonrisa y de la **transición** de la prótesis superior para que **no se vea** en la sonrisa
(determina si tenemos que reducir el nivel del hueso)

Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

Evaluar y conocer las fronteras anatómicas seno maxilar, canal mandibular, etc, para saber si vamos a evitarlos o vamos a abordarlos con un tratamiento ya planificado antes de la cirugía.

Fronteras Anatómicas



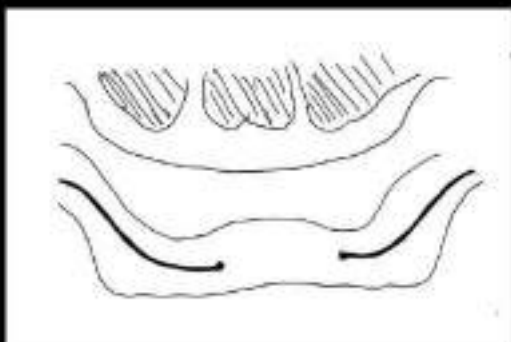
Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

Evaluar tanto cantidad como calidad ósea,
permitiéndonos saber si tenemos hueso disponible
suficiente o tenemos
que hacer algún aumento o regeneración ósea para colocar
implantes de longitud y diámetro adecuados a nuestra
Planificación.

Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

- Al conocer la calidad, pensar si tenemos que sub-fresar para obtener una estabilidad primaria adecuada.
- También de acuerdo al volumen y calidad podremos considerar la osteodensificación.
- Determinaremos la longitud y Diámetros de los implantes

Evitar complicaciones Qx



Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery

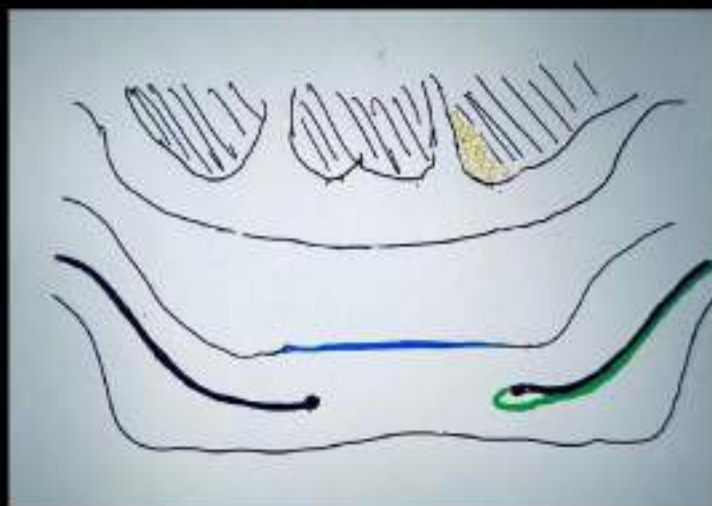
Neeraj Panchal, DDS, MS, MSc^{1,*}, Gath Mahmoud, DDS, MS², Armando Retana, DDS, MS³, Robert Emery II, DDS⁴

Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 31 (2019) 539–547

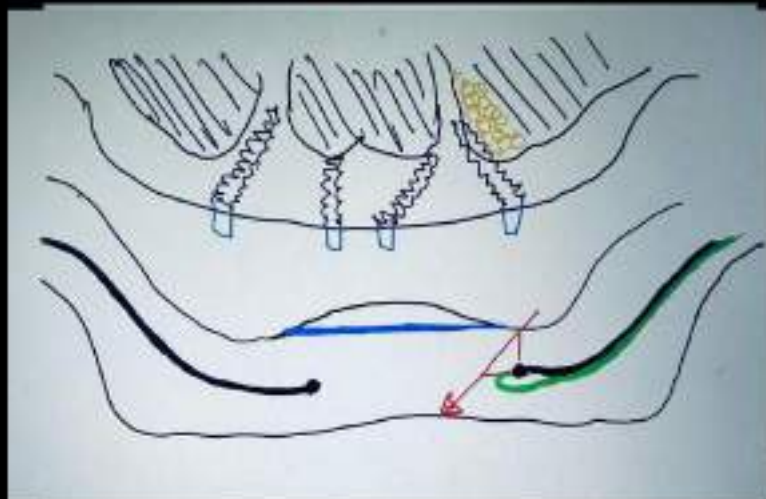
<https://doi.org/10.1016/j.csm.2019.08.001>

1042-3699/19/\$ - 2019 Elsevier Inc. All rights reserved.

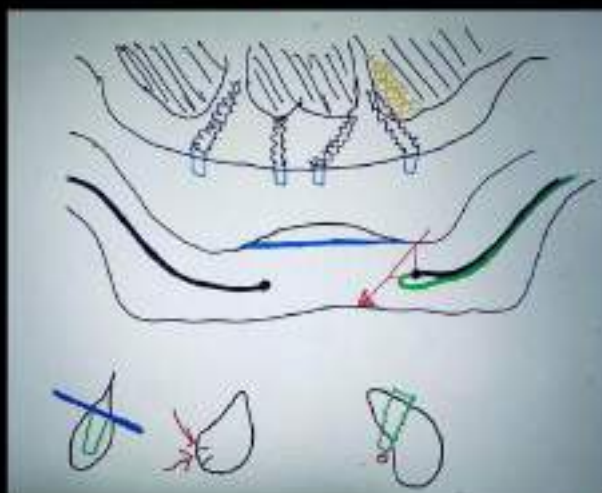
Evitar complicaciones Qx



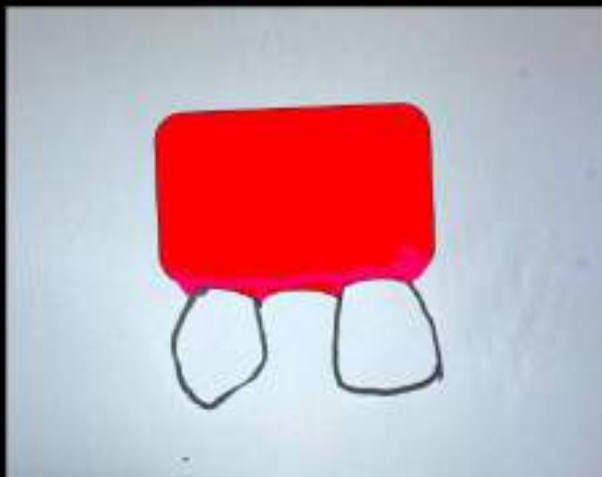
Evitar complicaciones Qx



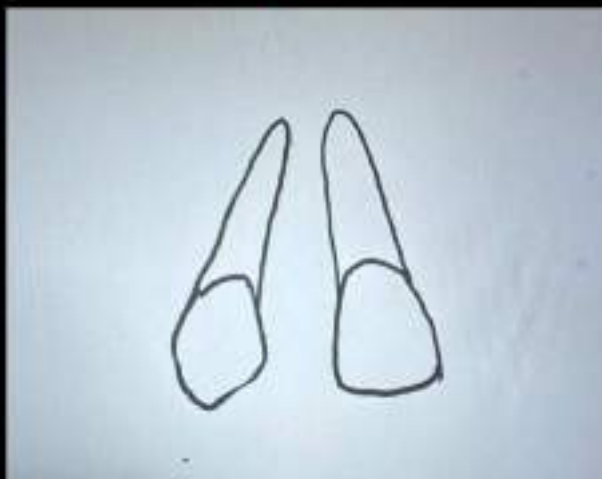
Evitar complicaciones Qx



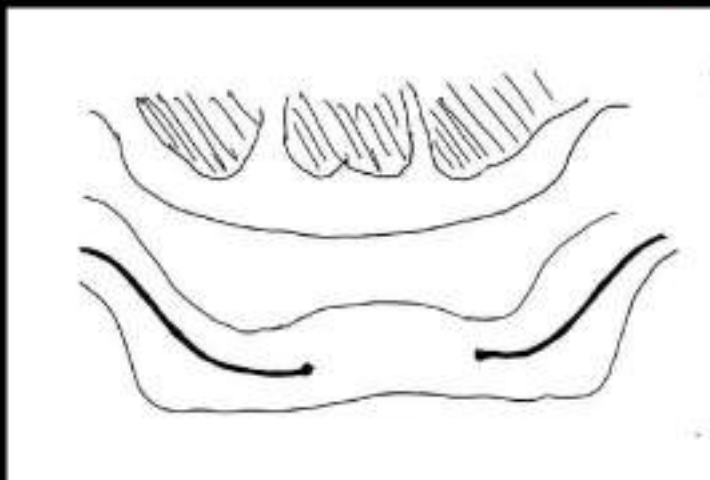
Evitar complicaciones Qx



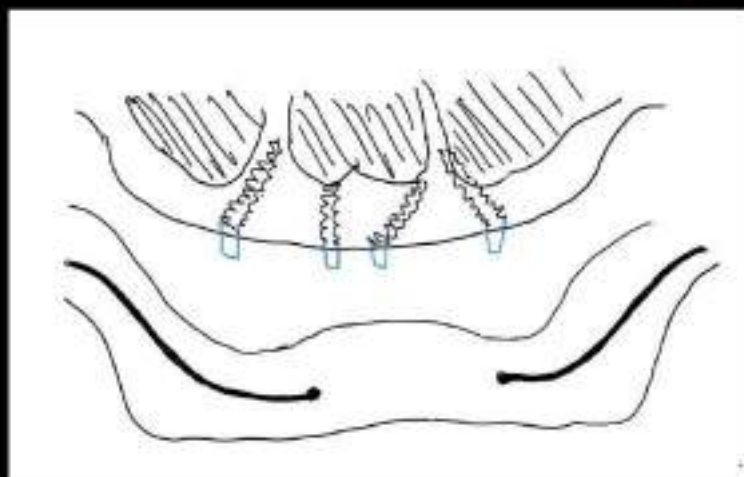
Evitar complicaciones Qx



Posición tridimensional 3D del Implante



Posición tridimensional 3D del Implante



Flujo de trabajo digital

1. Adquisición de datos 3D

Tomografías
Escaneo
Datos y/o imágenes que se pueden transformar en 3D

2. Planificación virtual 3D

MODELADO
PLANEAMIENTO

3. Fabricación digital 3D

IMPRESIÓN 3D
FRESCADO

Estereolitografía

Proceso de fabricación por adición que emplea resina que cura mediante luz ultravioleta o luz láser, conocida como IMPRESIÓN 3D, fabricación óptica o foto-solidificación.

- ☺ SLA (Procesamiento por luz láser)
- ☺ usa un láser UV para curar la resina
- ☺ DLP (Procesamiento de luz digital)

Archivos DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communication On Medicine) es un estándar de transmisión de imágenes médicas y datos entre hardware con propósito médico, para visualización, almacenamiento, impresión, transmisión, integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras.

Archivos STL (Standard Triangle Language)

Formato de archivo informático de diseño asistido por computadora (CAD) que define geometría de objetos 3D.

La estructura está compuesta íntegramente por triángulos y sus superficies pasan a ser una entidad de malla que define **geometría tridimensional de las estructuras óseas**.

(CAM): *Computer-Aided Manufacturing o
Fabricación Asistida por Computadora (FAC)*

sustracción



adición



Guías quirúrgicas Estáticas (s CAIS)



Flujo de trabajo en Softwares ed.parc.

Codiagnostix

DTX

Blue sky Bio

Exoplan

Software Codiagnostix DICOM

1. *Importamos los archivos DICOM y creamos un volumen 3D a partir de la segmentación de las estructuras óseas*

Importación STL

2. Importación de los archivos STL y proporcionan información de los dientes y tejidos blandos

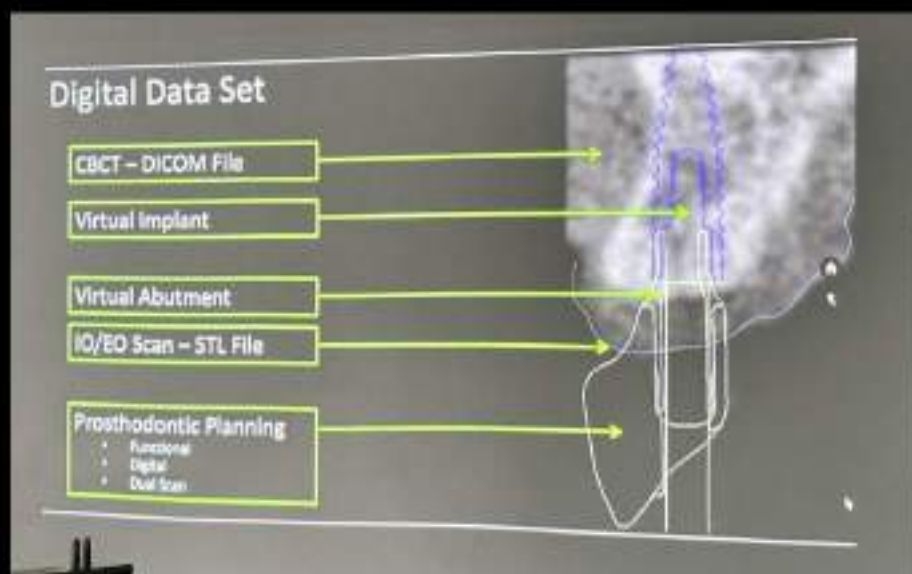
Matching

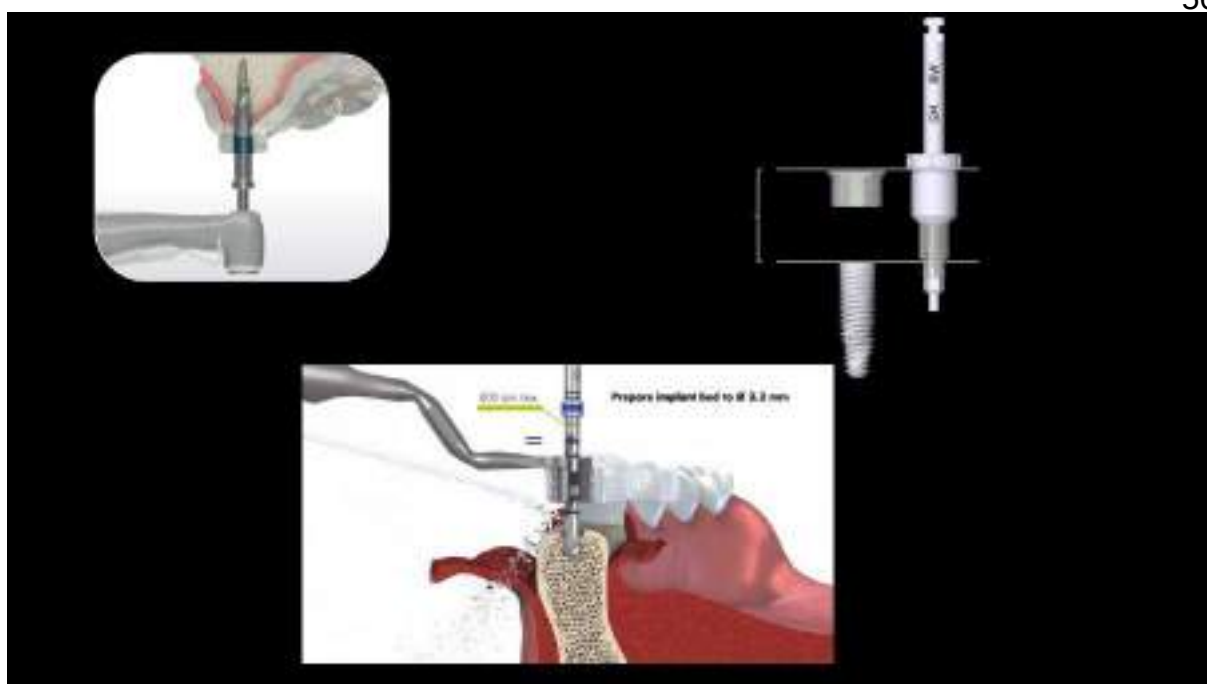
3. *Match* o alineamiento entre archivos DICOM y STL

NOTA: Un software compatible hace el diseño virtual de encerado y la futura rehabilitación,
o se puede crear un encerado de diagnóstico tradicional
y escanearlo para así poder decidir la mejor posición
de lo implantes : Exocad es el más conocido

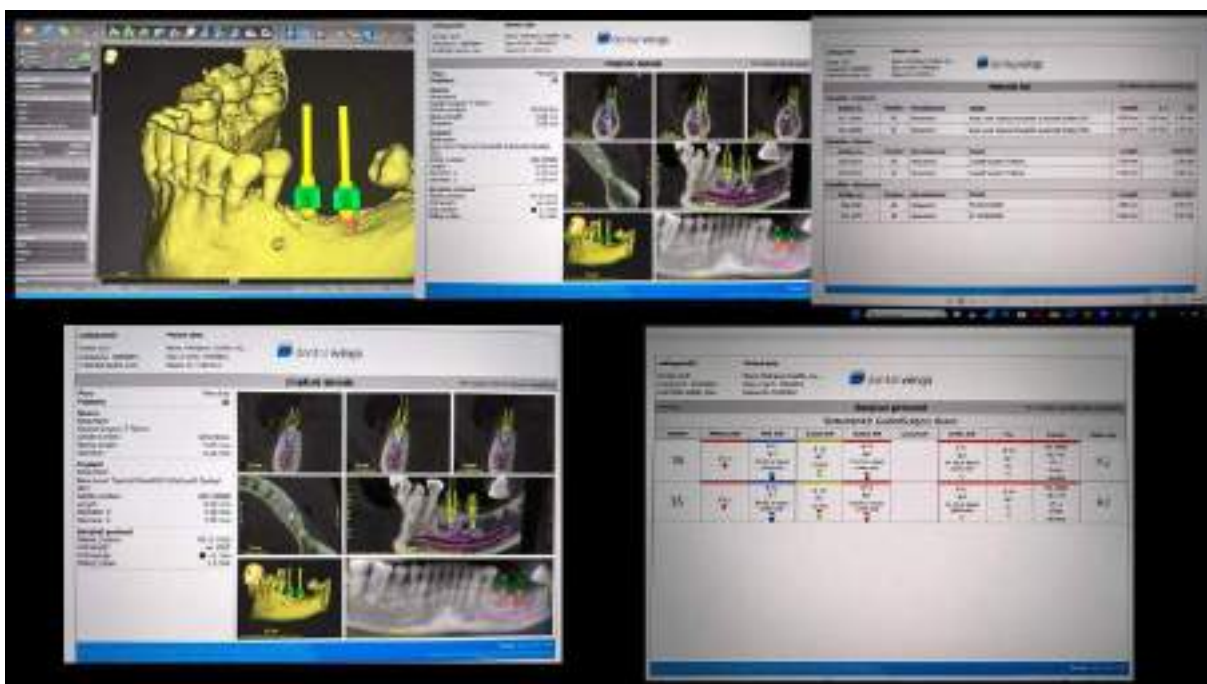
4. Matching entre: STL de la Boca PE con el STL
del encerado virtual, o
del encerado convencional
Y matching de oclusión con el antagonista

5. Planificación Virtual , teniendo en consideración el estudio clínico del paciente, estableciendo El **mejor posicionamiento 3D** del o de los implantes.





6. Diseño de las guías quirúrgicas, produciendo un archivo STL para que sea impreso



Neodent® EasyGuide is designed to offer straightforward guided surgery techniques enabling predictable surgical results, efficient treatment protocols and patient treatment acceptance



STRAIGHTFORWARD GUIDED SURGERY TECHNIQUE

- One-hand procedure with no drill handles
- One drill design
- X-sectable implant system



Neodent
easyguide



PREDICTABLE SURGICAL RESULTS

- Fully guided bed preparation with cup drills
- Guided implant insertion
- Maximize soft tissue preservation
- Access to predictable flapless surgery



EFFICIENT TREATMENT PROTOCOLS

- Dynamic workflow, from data acquisition to the surgery
- Color-coded and intuitive protocol
- Re-ability for revision treatment



PATIENT TREATMENT ACCEPTANCE

- Clear communication with patients, helping to increase treatment acceptance rates
- A better understanding of treatment and visuals leading to higher patient satisfaction
- Patient ownership of the treatment, generating more engagement

For internal use only

NEODENT
A Neomax Group Inc.



EASYGUIDE INSTRUMENTS

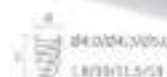
Surgical Kits

GM EasyGuide Surgical Kit for
Narrow/Regular Diameter Implants



For internal use only

GM EasyGuide Surgical Kit for
Regular/Wide Diameter Implants



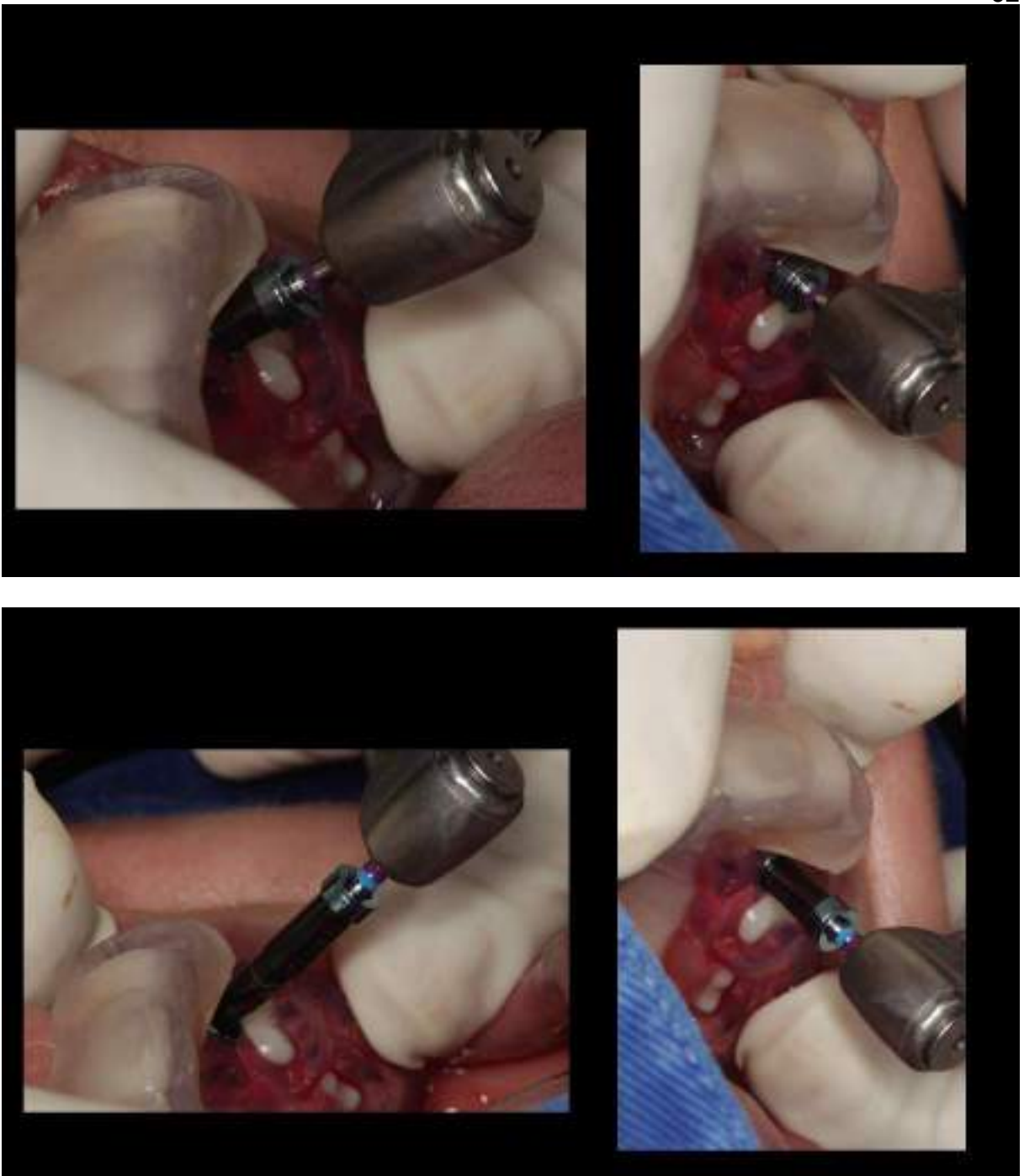
NEODENT
A Neomax Group Inc.

CASO CLINICO EASY GUIDE ILAPED











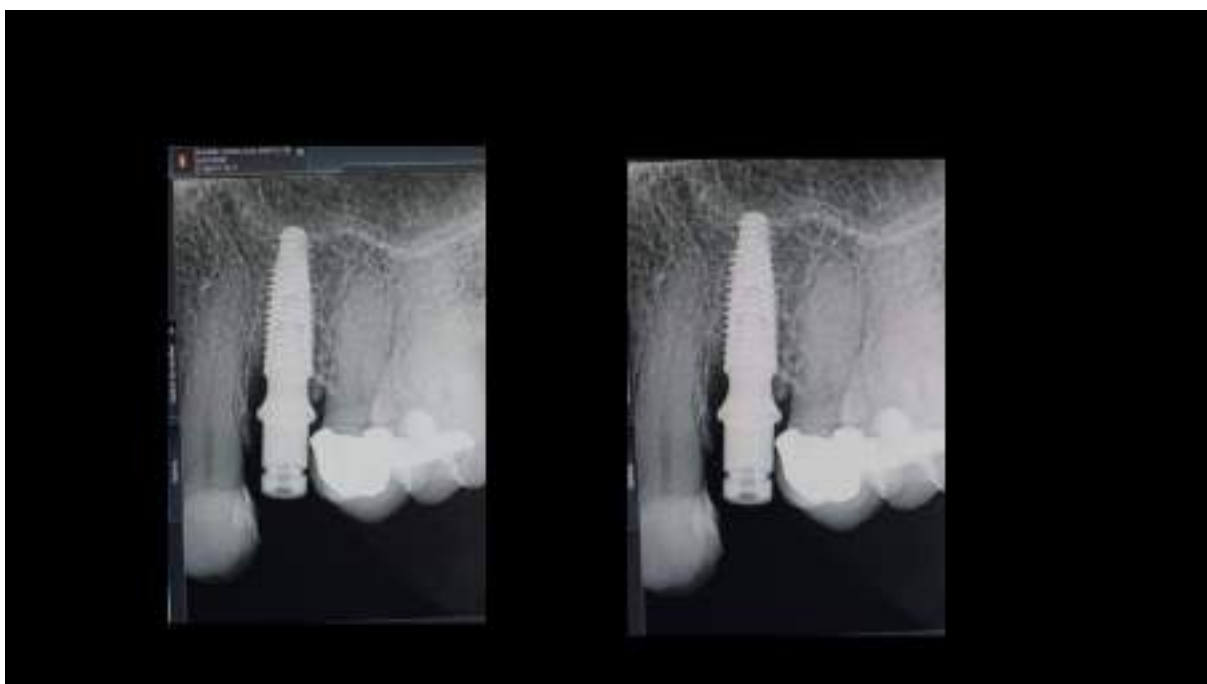














Muchas Gracias