



FACULDADE
ILAPEO

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

**Análise de elementos finitos dos componentes de uma reabilitação de
maxila edêntula com 4 implantes zigomáticos de corpo liso de 3,50 mm de
diâmetro e mini pilares de 52° e 60°**

CURITIBA
2024

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

Análise de elementos finitos dos componentes de uma reabilitação de maxila edêntula com 4 implantes zigomáticos de corpo liso de 3,50mm de diâmetro e mini pilares de 52° e 60°

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

Análise de elementos finitos dos componentes de uma reabilitação de maxilas edêntula com 4 implantes zigomáticos de corpo liso de 3,50mm de diâmetro e mini pilares de 52° e 60°

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

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DOS COMPONENTES DE UMA REABILITAÇÃO DE MAXILA EDÊNTULA COM 4 IMPLANTES ZIGOMÁTICOS DE CORPO LISO DE 3,50 MM DE DIÂMETRO E MINI PILARES DE 52° E 60°

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

RESUMO

Nesta pesquisa, foi avaliado o comportamento biomecânico dos elementos de uma reabilitação para um maxilar completamente edêntulo e atrófico, através da análise de elementos finitos. Foram utilizados quatro implantes zigomáticos de corpo liso com 3,5 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento, e quatro mini pilares angulados de 52 e 60 graus com 1,5 mm de transmucoso. Dois implantes zigomáticos foram inseridos em cada lado do maxilar, utilizando duas técnicas cirúrgicas distintas: no lado direito, utilizando a técnica cirúrgica da canaleta sinusal, e no lado esquerdo, com a técnica cirúrgica exteriorizada. Mini pilares angulados de 52 foram colocados nos implantes anteriores e de 60 graus nos implantes posteriores, todos com uma altura de transmucoso de 1,5 mm. Uma estrutura metálica foi colocada sobre os quatro pilares e uma força bilateral de 100 N foi aplicada sobre esta estrutura, representando a carga oclusal normal, totalizando 200 N. Os resultados dos elementos finitos mostram que as maiores tensões produzidas sobre o tecido ósseo estão no nível disto-cervical dos implantes zigomáticos posteriores, enquanto a nível apical são mínimas, pois se dissiparam ao longo do implante, devido às propriedades físicas favoráveis do titânio, como seu módulo de elasticidade. A maior tensão de Von Mises ocorreu sobre a zona cervical interna dos implantes posteriores. A nível dos mini pilares de 60 graus, as tensões se concentraram na parte interna da angulação. Ambas as técnicas cirúrgicas são opções, considerando que a técnica cirúrgica da canaleta sinusal apresenta uma melhor distribuição das forças no tecido ósseo, possivelmente devido a um maior contato osso-implante. Considerando as limitações deste estudo, podemos concluir que a colocação de quatro implantes zigomáticos com pilares de 52 e 60 graus de angulação se torna uma ferramenta segura, eficaz e viável para realizar reabilitações de edêntulos completos com maxilas atróficas.

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

RESUMEN

Se evaluó en esta investigación el comportamiento biomecánico de los elementos de una rehabilitación para un maxilar edéntulo completo atrófico, mediante el analisis de elementos finitos. Se emplearon cuatro implantes cigomaticos de cuerpo liso de 3.5 mm de diámetro y 40mm de largo, y cuatro mini

pilares angulados de 52 y 60 grados de 1.5 mm de transmucoso. Se insertaron dos implantes cigomáticos a cada lado de la maxila, mediante dos técnicas quirúrgicas distintas; en el lado derecho mediante la técnica quirúrgica de la canaleta sinusal y en el lado izquierdo con la técnica quirúrgica exteriorizada. Se colocaron mini pilares angulados de 52 en los implantes anteriores y de 60 grados de angulación en los implantes posteriores, todos con una altura del transmucoso de 1.5mm. Sobre los cuatro pilares se colocó una estructura metálica y sobre esta estructura se aplicó una fuerza bilateral de 100 N representando la fuerza compatible con una carga oclusal normal, totalizando 200 N. Los resultados de los elementos finitos muestran: que las mayores tensiones producidas sobre el tejido óseo se encuentran a nivel disto cervical de los implantes cigomáticos posteriores, mientras que a nivel apical son mínimas ya que se han disipado a lo largo del implante, porque el titanio tiene propiedades físicas favorables, como su módulo de elasticidad; que la mayor tensión de Von Mises ocurrió sobre la zona cervical interna de los implantes posteriores; que a nivel de los mini pilares de 60 grados las tensiones se concentraron en la parte interna de la angulación; que ambas técnicas quirúrgicas son opciones, considerando que la técnica quirúrgica de la canaleta sinusal tiene una mejor distribución de las fuerzas a nivel del tejido óseo, posiblemente porque hay un mayor contacto hueso implante. Consideramos que teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio, podemos concluir que la colocación de cuatro implantes cigomáticos con pilares de 52 y 60 grados de angulación se convierte en una herramienta segura, eficaz y viable para poder realizar las rehabilitaciones de los edéntulos completos con maxilas atrofiadas.

Palabras clave: Análisis de elementos finitos, Implantes cigomáticos, Maxilar atrófico

ABSTRACT

In this research, the biomechanical behavior of elements in a rehabilitation for a completely edentulous and atrophic maxilla was evaluated through finite element analysis (FEA). Four smooth-bodied zygomatic implants with a diameter of 3.5 mm and length of 40 mm were used, along with four angled mini-abutments of 52 and 60 degrees with a transmucosal height of 1.5 mm. Two zygomatic implants were inserted on each side of the maxilla, utilizing two different surgical techniques: on the right side, the surgical technique of the sinus channel was used, and on the left side, an exteriorized surgical technique was employed. Angled multiunit-abutments (MUA) of 52 degrees were placed on the anterior implants and 60 degrees on the posterior implants, all with a transmucosal height of 1.5 mm. A metal framework was placed over the four abutments, and a bilateral force of 100 N was applied to this structure, representing normal occlusal load, totaling 200 N. Finite element analysis (FEA) results indicate that the highest stresses on bone tissue are at the disto-cervical level of the posterior zygomatic implants, while they are minimal at the apical level, as they dissipate along the implant due to the favorable physical properties of titanium, such as its elasticity modulus. The highest Von Mises stress occurred on the inner cervical area of the posterior implants. At the level of the 60-degree mini-abutments, stresses concentrated on the inner part of the angulation. Both surgical techniques are viable options, with the sinus channel technique showing better force distribution in bone tissue, possibly due to increased bone-implant contact. Considering the limitations of this study, we can conclude that placing four zygomatic implants with 52 and 60-degree angled abutments becomes a safe, effective, and feasible tool for rehabilitating completely edentulous maxillae with atrophy.

Keywords: Finite element analysis; Zygomatic implants; Atrophic maxilla

INTRODUÇÃO

A reabilitação de maxilas sem dentes e atróficas é desafiadora para os implantodontistas devido à presença do seio maxilar pneumatizado e à quantidade e qualidade óssea

remanescente, que muitas vezes impedem a instalação de implantes convencionais. Nos pacientes com maxilas atroficas, é importante considerar que as limitações e/ou restrições que têm na dieta, especialmente em relação aos alimentos que podem ou não consumir, desempenham um papel muito importante na decisão de buscar implantes dentários. Muitos experimentam dor ao mastigar, então não usam suas próteses ao comer. O uso de próteses totais removíveis parece estar associado à escolha de alimentos pouco saudáveis, menor consumo de alguns alimentos e menor ingestão de certos nutrientes em comparação com os alimentos escolhidos por pessoas com dentes ¹.

Para o tratamento de maxilares atroficos, existem várias alternativas de tratamento, como procedimentos de aumento ósseo, como elevação do seio maxilar, enxertos ósseos e osteotomias de interposição. No entanto, esses procedimentos têm a desvantagem de serem demorados, apresentarem um maior risco ou morbidade e muitas vezes resultarem na ausência de próteses por longos períodos para o paciente ²⁻⁴.

Por outro lado, existem procedimentos sem enxertos que reduzem os riscos e a morbidade, diminuindo o tempo de tratamento, na maioria das vezes com carga imediata e com resultados mais previsíveis ^{5,6}.

Isso significa que existem diferentes abordagens para resolver esse problema: técnicas de reconstrução usando enxertos ósseos, implantes curtos, implantes longos e/ou técnicas que envolvem a colocação de implantes zigomáticos, que se ancoram no osso zigomático, contornando as limitações anatômicas e permitindo uma reabilitação mais rápida e com menos complicações ⁴.

Inicialmente, a técnica de implantação de implantes zigomáticos, criado por Branemark em 1988 para reabilitar pacientes que sofreram de tumores e maxilectomias, consistia em

posicionar o implante atravessando o seio maxilar desde a região do palato até o osso zigomático⁷⁻⁹.

No entanto, isso muitas vezes resultava em problemas protéticos e fonéticos para o paciente. Uma evolução dessa técnica foi proposta por Stella & Warner em 2000¹⁰, que posicionaram o implante ao longo da parede lateral do seio maxilar, criando uma canaleta para acomodá-lo. Essa abordagem permitiu uma reabilitação mais estética e funcional, especialmente em casos em que a concavidade da parede lateral do seio maxilar era mais pronunciada. Essas diferentes abordagens são agora selecionadas com base na anatomia específica do paciente, sendo a técnica tradicional de Brånemark usada em casos com convexidade leve da parede lateral do seio maxilar, a técnica de canaleta sinusal preferida em casos moderados e a técnica de exteriorização reservada para casos com concavidade acentuada¹¹⁻¹³.

A análise de elementos finitos (AEF) é uma ferramenta computacional de extrema importância na engenharia biomédica, permitindo a simulação precisa e eficiente do comportamento biomecânico de uma ampla gama de situações clínicas. Ela se baseia em cálculos matemáticos complexos para identificar as possíveis limitações das propriedades físicas de cada elemento da reabilitação quando submetidos a diferentes forças. A AEF opera subdividindo um modelo complexo em elementos finitos, representados por formas geométricas mais simples, o que facilita a análise dos efeitos das forças em cada componente, simplificando assim a avaliação do sistema como um todo.

Em estudos bidimensionais, é comum utilizar formas simples como quadrados e triângulos para representar os elementos finitos, enquanto em estudos tridimensionais, como os relacionados à odontologia, os tetraedros e hexaedros são mais frequentemente empregados devido à sua capacidade de representar de forma mais precisa a geometria complexa das

estruturas dentárias e maxilares. Essa abordagem tridimensional permite uma análise mais detalhada das interações entre os diferentes elementos da reabilitação e as forças aplicadas, resultando em previsões mais precisas do comportamento biomecânico do sistema em questão¹⁴. (Figura 1).

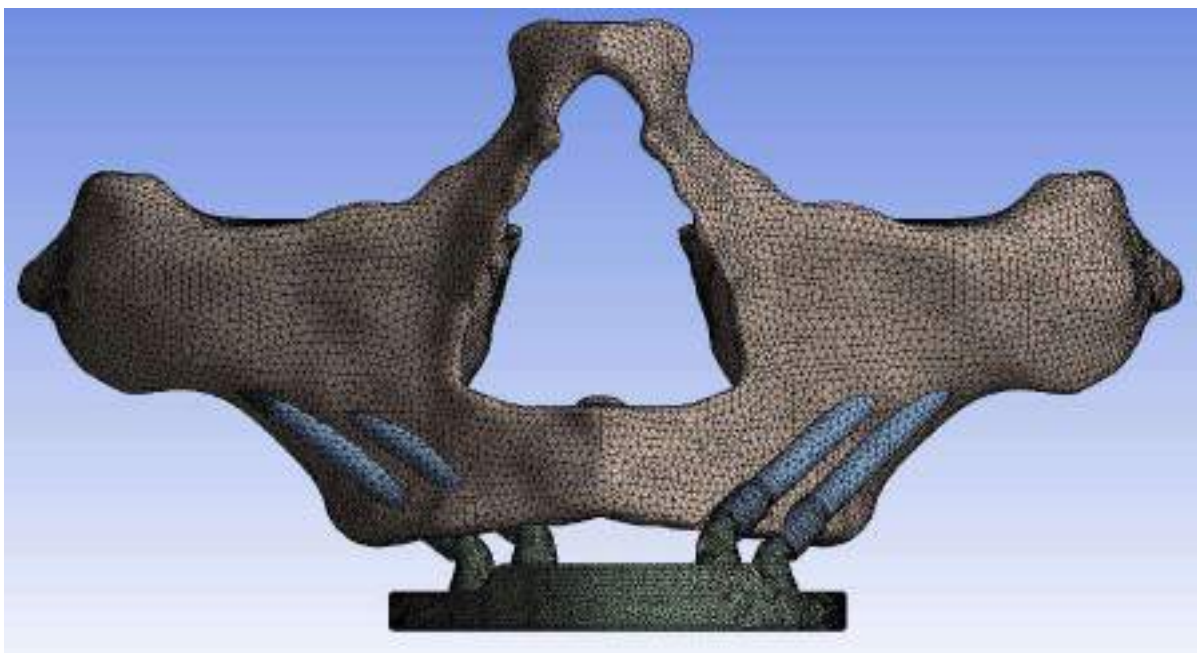


Figura 1- Modelo tridimensional de maxila reabilitada com 4 implantes zigomáticos subdividido em tetraedros para análise de elementos finitos com 729.575 elementos e 1.078.269 nós

O propósito desta pesquisa é investigar a viabilidade biomecânica dos elementos de uma reabilitação para maxila completamente edêntula e atrófica, utilizando quatro implantes zigomáticos de 3,50 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento. Isso será realizado por meio de uma análise de elementos finitos, abordando duas técnicas distintas de instalação dos implantes.

MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo tridimensional do osso da maxila totalmente edêntula foi criado e elaborado utilizando o software SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, França). Para avaliar o desempenho da reabilitação total com quatro implantes zigomáticos de corpo liso, instalados com a técnica da canaleta sinusal (Stella & Warner, 2000) na hemi-arcada direita e a

técnica de exteriorização na hemi-arcada esquerda, foi conduzida uma análise de elementos finitos no software ANSYS (ANSYS Inc., Pensilvânia, EUA). O comprimento do braço de alavanca distal utilizado em ambas as abordagens de reabilitação foi padronizado em 12 milímetros. Na análise de elementos finitos, foram considerados três tipos de materiais: osso tipo II, titânio grau IV (para os implantes osseointegrados) e titânio grau V (para barras metálicas, componentes e parafusos) (Tabela 1). Pressupomos que todos os contatos entre osso e implante representam uma osseointegração completa. Todos os materiais foram tratados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O módulo de elasticidade, que reflete a rigidez do material, e o coeficiente de Poisson, que descreve a relação entre a deformação transversal e longitudinal durante a tração axial, foram considerados na análise, levando em conta o efeito absoluto dessas cargas ¹⁵⁻²¹.

PROPRIEDADES DOS MATERIAIS				
Material	Módulo de elasticidade (MPa) - Rigidez	Tensão de escoamento (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso tipo II	5500	170 (Compressão)	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	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 componentes da reabilitação (Fonte: Miyasawa et al. 2022²²)

Se utilizaram implantes de 3,5mm de diâmetro por 40mm de comprimento (Zygoma-S®, Neodent, Curitiba, Brasil), e mini pilares de 52° com 1,5mm de transmucoso (Neodent, Curitiba, Brasil), posicionados mais anteriormente, e mini pilares 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).

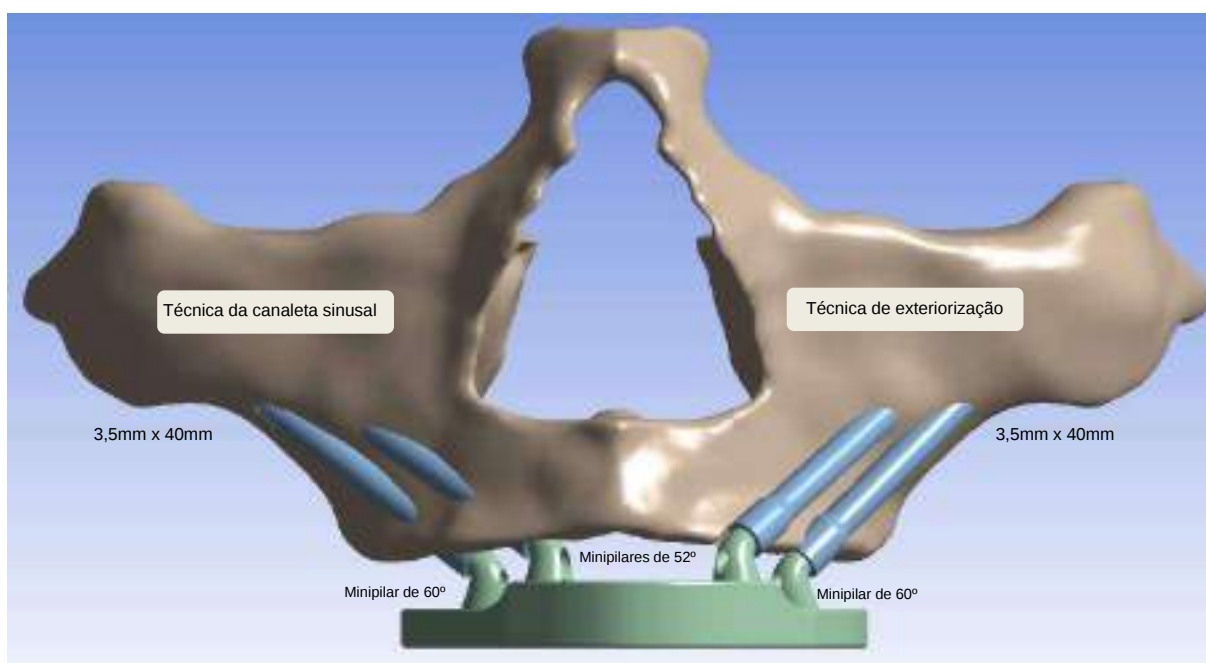


Figura 2- Modelo de reabilitação de maxila total edêntula produzida pelo software ANSYS.

Nesta análise, aplicou-se uma força axial de 100 N bilateralmente na região do cantilever da infraestrutura metálica para simular uma oclusão, totalizando uma carga de 200N (Figura 3).

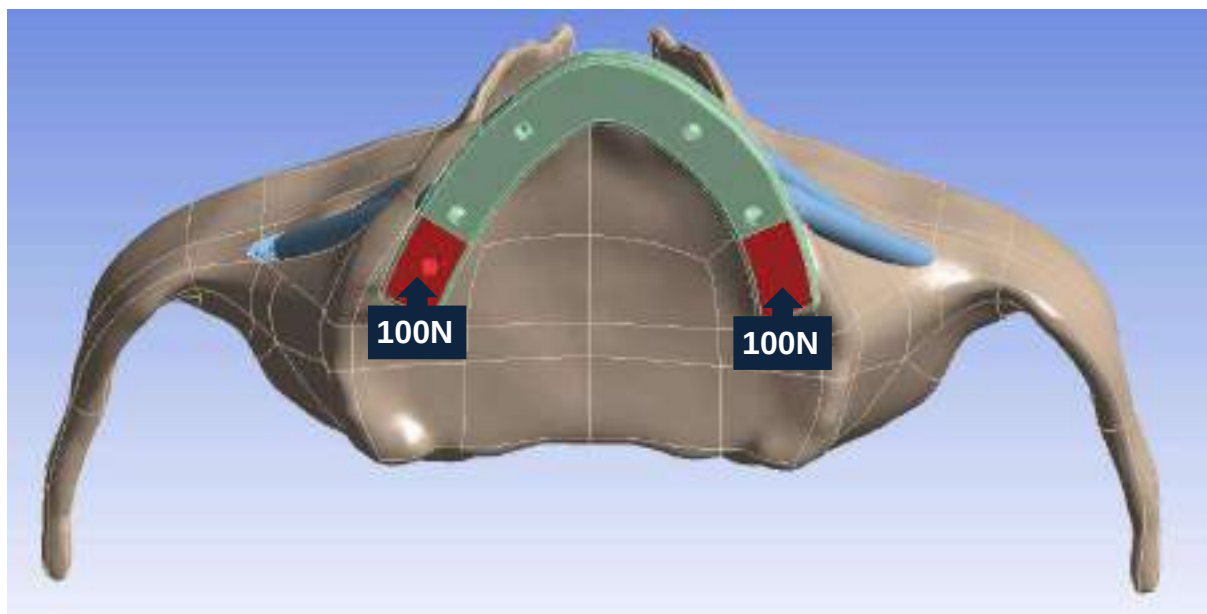


Figura 3- Aplicação de 100N de força vertical na região de primeiros molares sobre a infraestrutura metálica

As áreas de fixação são regiões do modelo onde são aplicadas as condições de contorno para representar as conexões fixas ou restritas do sistema em estudo. Essas áreas podem ser definidas como nós específicos ou faces de elementos onde a liberdade de movimento é restrita, simulando, por exemplo, pontos de apoio ou fixação de uma estrutura.

Ao aplicar as condições de contorno nessas áreas de fixação, o modelo é confinado de modo a representar fielmente as condições reais de suporte e restrição encontradas na aplicação prática do sistema. Isso permite uma análise mais precisa do comportamento estrutural sob as condições de carga especificadas (Figura 4).

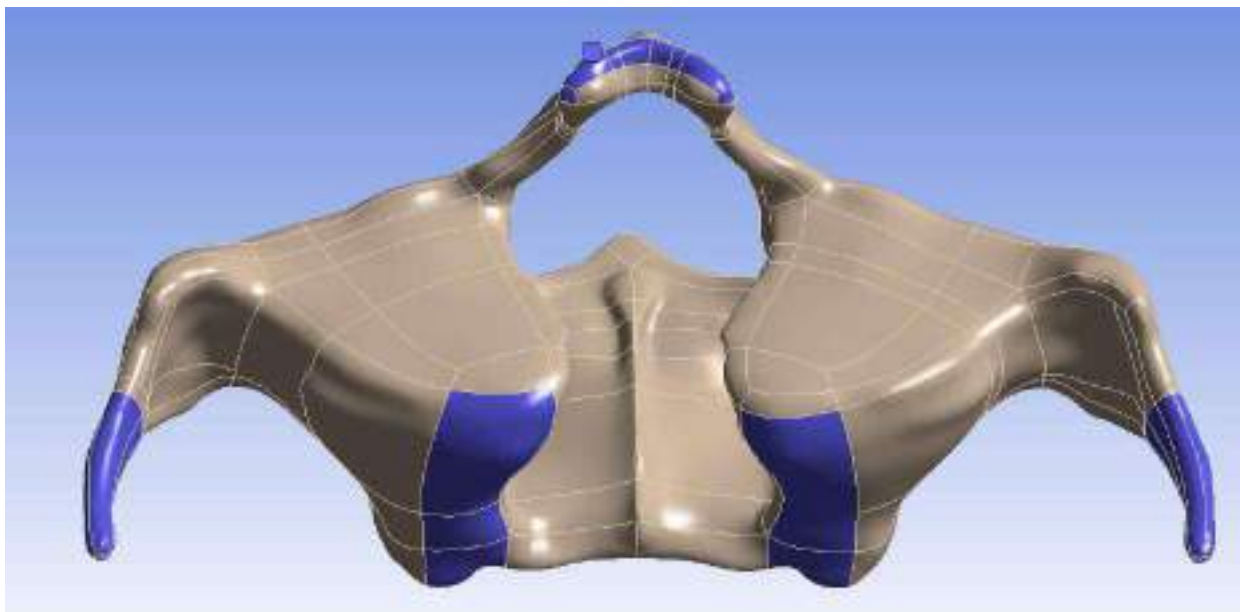


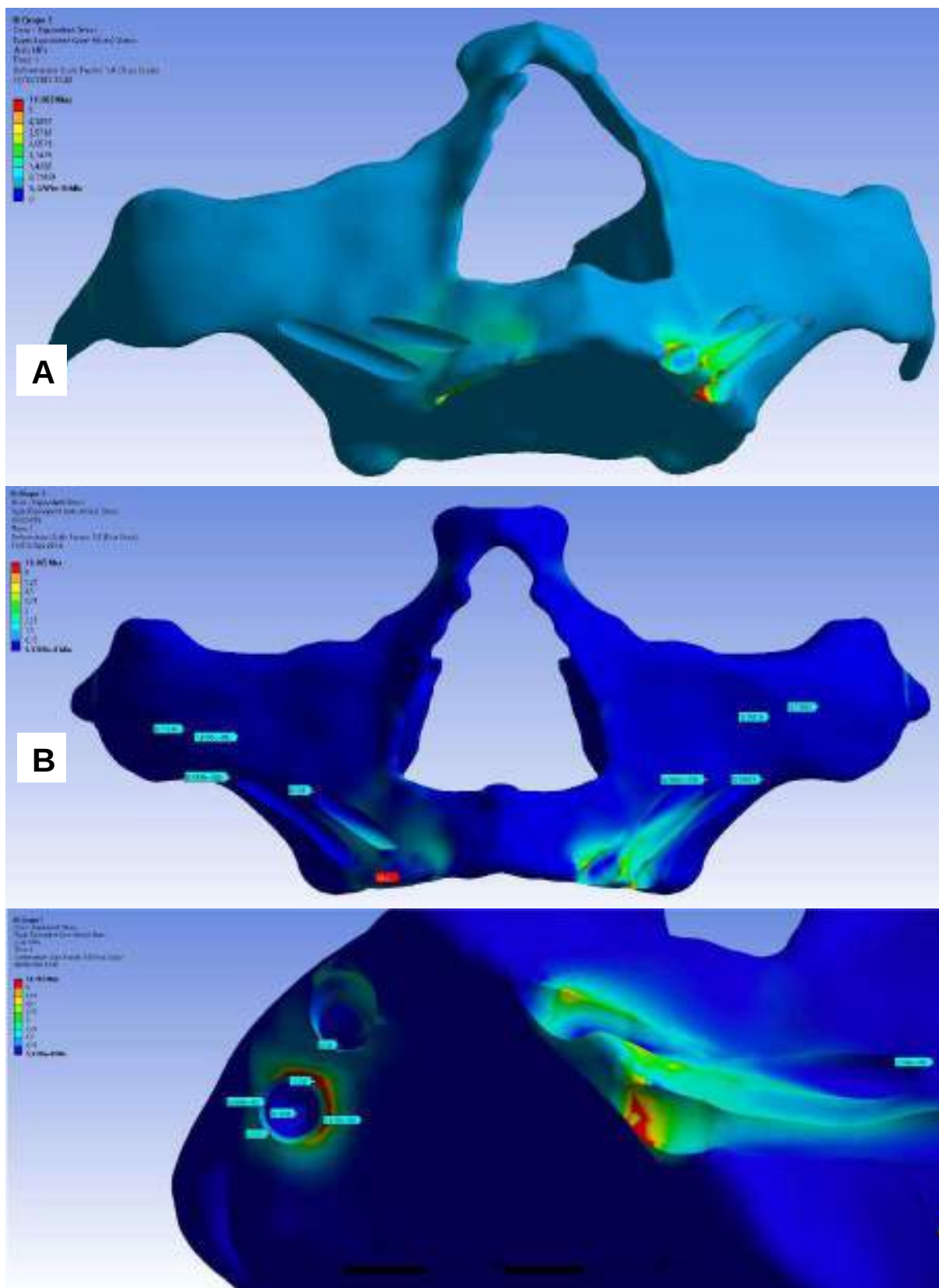
Figura 4- Áreas de fixação representando conexões fixas e restritas, que estabilizam o modelo durante a aplicação de forças

RESULTADOS

Por meio da análise de elementos finitos, é possível examinar o comportamento do tecido ósseo e dos componentes da reabilitação após a aplicação de carga vertical bilateral de 100N na infraestrutura metálica. As tensões transmitidas aos materiais são representadas pelas tensões de Von Mises. Essa medida é uma ferramenta teórica usada na engenharia para avaliar o estado de tensão em materiais sujeitos a forças externas, sendo particularmente útil em situações em que o material está exposto a diferentes tipos de tensões, como tensões normais e tangenciais. As tensões de Von Mises são comumente empregadas em análises de elementos finitos e projetos estruturais para determinar a segurança e estabilidade de componentes submetidos a diversas formas de carregamento.

A distribuição das tensões no tecido ósseo alcançou picos de 11,165 MPa, concentrando-se na área cervical e palatina dos implantes distais e próximo ao ápice do implante, no osso zigomático as tensões 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 estudado ²³, em ambas as técnicas utilizadas (técnica de Stella & Warner e técnica de exteriorização) (Figura 5 A,B, C e D)



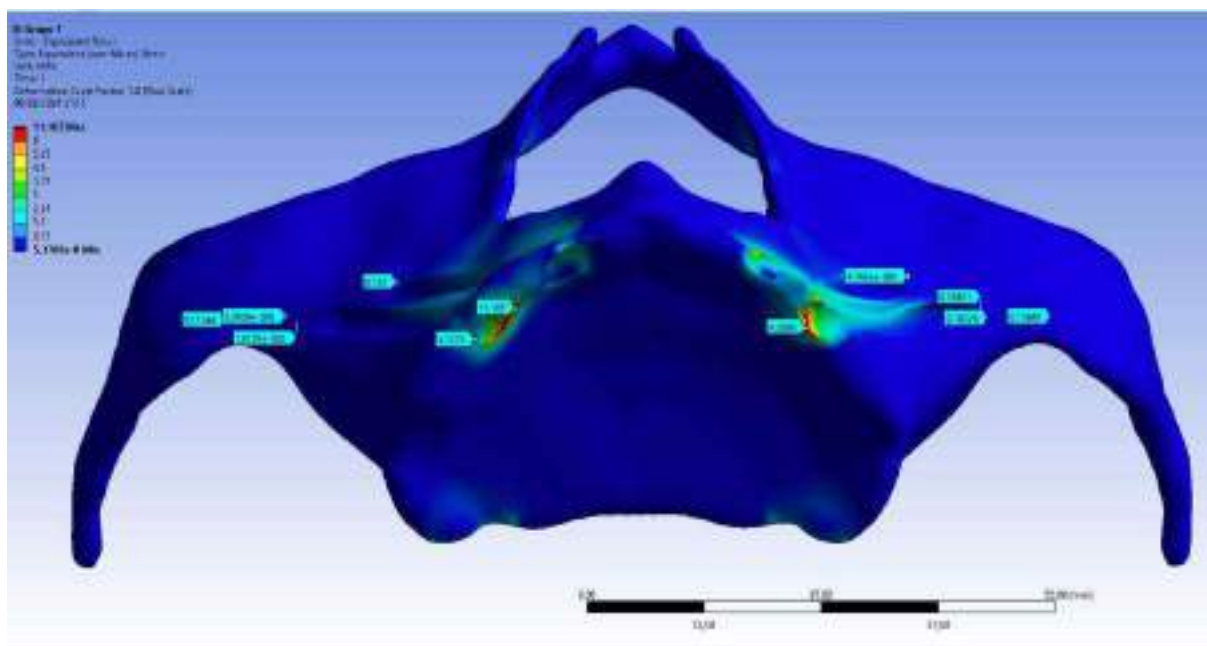
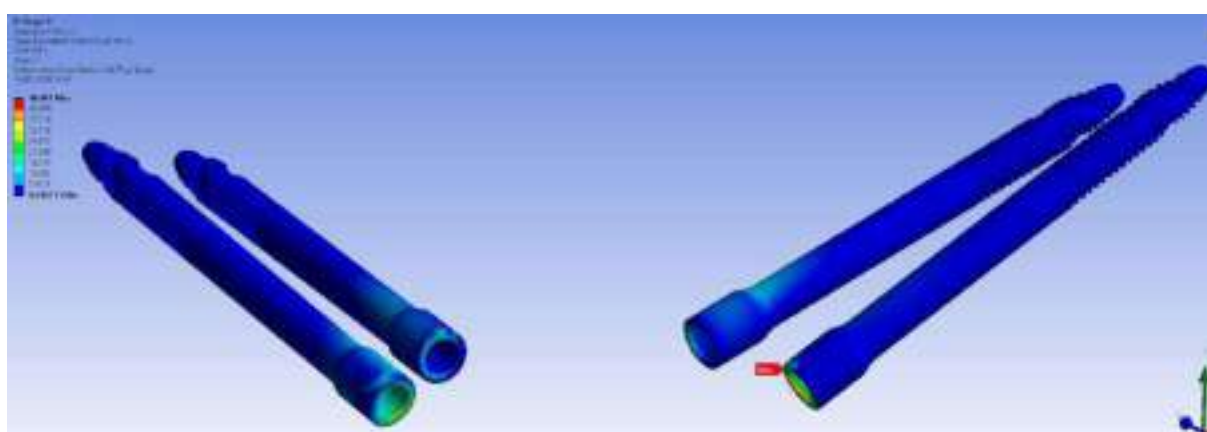


Figura 5 A-D - Representação da distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo

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).



F **C** 6- Distribuição das tensões de von Mises nos implantes zigomáticos

As regiões anguladas dos mini pilares foram as áreas de maior concentração de tensões. As duas técnicas cirúrgicas testadas apresentaram resultados semelhantes e verificamos que os picos de tensão nos mini pilares 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 A-B).

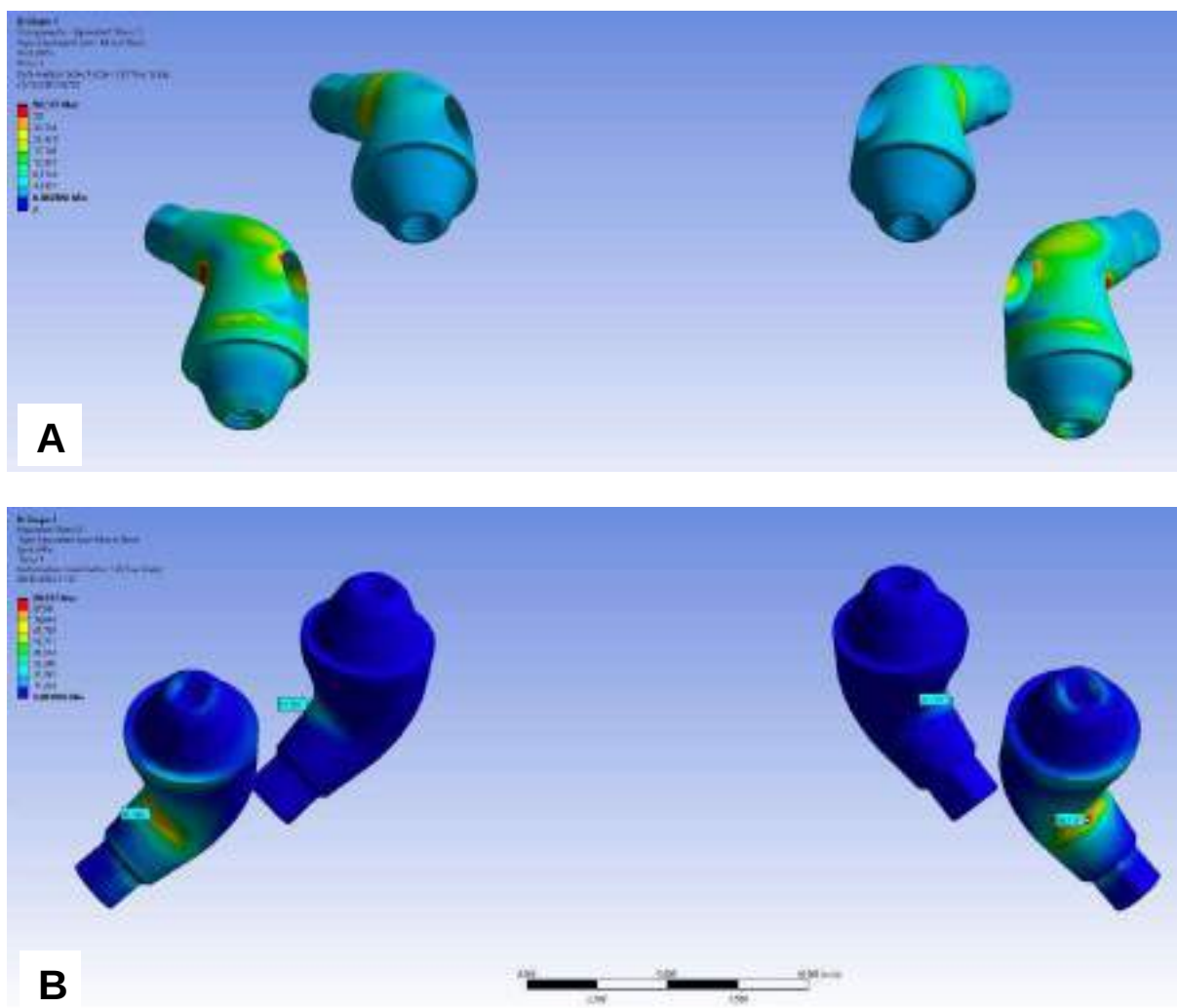


Figura 7A-B- Distribuição das tensões de von Mises nos mini pilares angulados

Os mini pilares de 60 graus obtiveram maior concentração de tensão de von Mises e seus parafusos de fixação atingiram um valor 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 mini pilares

DISCUSSÃO

A utilização da análise de elementos finitos na odontologia possibilitou o entendimento biomecânico de situações clínicas de diversas complexidades. Selna LG et al. foram os precursores dessa utilização, onde avaliou o comportamento das forças oclusais em pré-molares superiores para indicação de melhores materiais restaurativos ¹⁴.

Para este estudo de análise de elementos finitos (AEF) se criou um modelo 3D de um maxilar edêntulo atrófico mediante no software Solisworks. Este modelo não se baseou em nenhum paciente, foi desenvolvido completamente via *software*, e não necessitou de aprovação de um comitê de ética. Um engenheiro especialista em AEF desenvolveu o modelo 3D e a análise de elementos finitos (AEF). O modelo 3D criado foi desenhado em sua totalidade como um osso tipo II, mas o osso da maxila tem várias qualidades de osso e não é uniforme. É uma limitação deste estudo que as análises de elemento finitos mostram o comportamento biomecânico dos objetos de estudo mais não podem avaliar a resposta real dos tecidos ósseos

sometidos a uma carga, já que a nível celular o osso responde com áreas de formação e reabsorção dos tecidos na forma constante.

Avaliou-se o comportamento biomecânico dos componentes de uma reabilitação de maxila edentula no modelo 3D, com 4 implantes zigomáticos lisos de 40 mm comprimento e 3,50 mm de diâmetro. Aos implantes posteriores foram associados mini pilares angulados de 60°, e aos implantes mais anteriores mini pilares de 52° todos de 1,5 mm de transmucoso, com um parafuso passante, e os mini pilares foram unidos mediante uma barra. O implante avaliado pertence na família do implante (Zygoma-S®, Neodent, Curitiba, Brasil), que se caracteriza por ser fabricado de titânio grau IV, um corpo liso favorável para a preservação dos tecidos moles, com dois diâmetros distintos, (de 3,5 e 3,75mm), e dez comprimentos diferentes (de 30 a 55 mm), permitindo sua colocação em ossos zigomáticos mais estreitos. Os mini pilares de 52 ° e 60 °, são fabricados de titânio grau V e possuem variação de 1,5 e 2,5 mm de comprimento (Tabela 2). A parte cervical do implante (cabeça do implante) tem um diâmetro de 4,3mm, conseguindo uma resistência à fratura maior, quando essa região é submetida a maiores tensões durante a carga oclusal. O motivo de colocar os pilares angulados de 60 graus (braço de alavanca maior) nos implantes posteriores foi porque ao ter mais angulação e mais frágil que o pilar de 52 graus e porque as forças foram aplicadas no setor posterior. E uma limitação deste estudo que não se comprovou as tensões dos transmucosos de 2.5mm que tem mas braço de alavanca que os de 1.5mm que está no portfólio dos pilares desse sistema (Grand Morse Neodent, Curitiba, Brasil).

Utilizou-se duas técnicas cirúrgicas, 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. As técnicas atuais de colocação de implantes zigomáticos se fundamentam na anatomia do maxilar superior, e as duas que utilizamos neste estudo proporcionam uma cirurgia muito mais simples, além de posicionar os implantes de

forma mais adequada para a prótese, sem interferir na região do palato. No estudo de Moro, se analisaram a frequência dos 3 tipos de concavidades da parede lateral do seio maxilar: rasa, média e profunda. As porcentagens que encontraram foram: 34,95%, 52,3%, 7,35% respectivamente. Com uma distribuição da frequência de 39,2%, 53,7% e 7,1%, respectivamente para o lado direito y, 30,6%, 60,4%, 9,0% respectivamente para o lado esquerdo. Se propõe a técnica convencional para o primer grupo, a técnica da canaleta sinusal para o segundo grupo, a exteriorizada para o terceiro grupo^{24,25}.(Figura 9).



Figura 9 – Variações de concavidade da parede lateral do seio maxilar. (Fonte: Moro, AS et al. 2023)²⁵

Neste modelo de análise consideramos apenas uma força axial bilateral de 100N só na região de molares (extensão distal da barra), como forma de padronização e comparação com outras análises semelhantes de ILAPEO^{22,26} e se excluiu o impacto de forças oblíquas resultantes da movimentação lateral durante a carga mastigatória sugerido por outros autores^{27,28}. Se considera uma limitação deste estudo.

Ao analisar os resultados das duas técnicas empregadas neste estudo (técnica da canaleta sinusal de Stella & Warner e a técnica de exteriorização), comprovamos que: 1. - As tensões sobre o tecido ósseo especialmente a nível da cresta alveolar produzidas com a técnica da canaleta sinusal são maiores que na exteriorizada; 2. - As tensões de Von Mises exercidas sobre

os implantes zigomáticos tem valores similares nas duas técnicas e estão concentradas na porção palatina da parte cervical dos implantes, mais posteriores. 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. 3.- Os valores das tensões de Von Mises sobre os mini pilares de 52 e 60 graus com 1.5 de transmucoso são similares em ambas técnicas, mas sempre são maiores para os mini pilares de 60 graus. Alcançaram 98,517 MPa em ambas as técnicas, concentrados na parte interna da angulação do mini pilar do implante distal; os valores são consideravelmente abaixo do limite de escoamento do titânio grau V, que é de 881 Mpa. 4.- Se colocaram os mini pilares de 60 graus nos implantes distais e não nos implantes anteriores, já que os implantes posteriores estão mais próximos à carga axial; e não se colocam os de 52 graus posto que al ter menos angulação tem um braço de alavanca menor. 5.-As tensões mais importantes nos parafusos dos mini pilares 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).

Mini pilares angulados disponíveis pelo sistema GM Neodent						
Transmucoso	17°	30°	45°	45° (slim)	52°	60°
1.5 mm	X	X	X	X	X	X
2.5 mm	X	X	X	X	X	X
3.5 mm	X	X				

Tabela 2- Mini pilares angulados disponíveis no sistema de implantes GM Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil)

Se precisa fazer outros estudos de análises de elementos finitos com um protocolo similar, mas trocando para pilares de 52 e 60 graus de 2,5 de transmucoso, que possui um braço de alavanca maior que os transmucosos de 1,5mm.

CONCLUSÃO

Através desta análise de elementos finitos podemos concluir que a utilização de implantes zigomaticos de corpo liso ancorados no osso zigomático para reabilitação de maxilas totais edêntulas e o uso de mini pilares angulados de 52° e 60°, são seguros, eficazes, e viáveis no ponto de vista biomecânico nas duas técnicas cirúrgicas avaliadas.

Os valores de tensão em MPa nas regiões peri-implante não excederam os limites de resistência do osso. Os valores das tensões de von Mises foram adequados nos implantes e na interface do pilar angulado - implante, bem como na interface dos parafusos de fixação ao implante do pilar angulado, tanto de 52 ° quanto de 60 °, pois foram inferiores aos valores de escoamento do titânio.

A análise cuidadosa dos resultados deste estudo de elementos finitos é necessária, pois o estudo foi realizado em ambiente controlado, in vitro. Para facilitar a coleta de dados e simplificar as interpretações, várias variáveis complexas presentes nos sistemas biológicos foram ajustadas ou excluídas. É crucial ter em mente as limitações específicas desse contexto experimental ao aplicar as conclusões a situações clínicas reais ou cenários mais complexos.

REFERÊNCIAS

1. Jauhiainen L, Männistö S, Ylöstalo P, Vehkalahti M, Nordblad A, Turunen AW, et al. Food consumption and nutrient intake in relation to denture use in 55- to 84-year-old men and women —Results of a population based survey. *Journal of Nutrition, Health and Aging*. 2017 May 1;21(5):492–500.

2. Davó R. Zygomatic implants placed with a two-stage procedure: a 5-year retrospective study. *Eur J Oral Implantol* [Internet]. 2009;2(2):115–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20467610>
3. Laventure A, Lauwers L, Nicot R, Kyheng M, Ferri J, Raoul G. Autogenous bone grafting with conventional implants vs zygomatic implants for atrophic maxillae: a retrospective study of the oral health-related quality of life. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2022 Nov 1;123(6):e782–9.
4. 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>
5. Cooper LF, Thalji G, Al-Tarawneh S. Are Nongrafting Solutions Viable for Dental Implant Treatment in Limited Bone Volume? *Compendium of Continuing Education in Dentistry* [Internet]. 2020;41(7). Available from: www.compendiumlive.com
6. Misch C, Polido W. A “Graft Less” Approach for Dental Implant Placement in Posterior Edentulous Sites. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019 Nov;39(6):771–9.
7. Brånemark PI. Surgery and fixture installation. *Zygomaticus fixture clinical procedures* (ed 1). Nobel Biocare AB. 1998;
8. Kämmerer PW, Fan S, Aparicio C, Bedrossian E, Davó R, Morton D, et al. Evaluation of surgical techniques in survival rate and complications of zygomatic implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: a systematic review. *Int J Implant Dent*. 2023 May 17;9(1).
9. Miyasawa EM, Vianna CP, Rocha RS, Ribeiro Junior PD, Trojan LC, Padovan LEM. Incidence of sinusitis after surgery for zygomatic implant placement in patients with atrophic maxilla: A systematic review. Vol. 35, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*. Elsevier Ltd; 2023. p. 103–8.
10. 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.
11. Miglioranza RM, Dias RCL, Coppedê A, Dias Rezende RCL, de Mayo T, Dias RCL. Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2011;26(3):665–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21691615>
12. 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.
13. Padovan LEM, Ribeiro-Júnior PD, De Mattias Sartori IA, Thomé G, Sartori EM, Uhlenndorf J. Multiple zygomatic implants as an alternative for rehabilitation of the extremely atrophic maxilla: A case letter with 55 months of follow-up. *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(1):97–100.
14. 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.
15. 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.
16. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2003;18(3):357–68. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12814310>

17. Almeida EO De, Eduardo MS, Rocha P, Júnior ACF, Júnior MM. Finite Element Stress Analysis of Edentulous Mandibles with Different Bone Types Supporting Multiple-Implant Superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(6):1108–15.
18. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):523–30.
19. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):144–50.
20. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1995 [cited 2021 Oct 29];10(5):529–36. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7590997/>
21. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):539–46.
22. 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.
23. 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->
24. Moro SA. Estudo do osso zigomático, em cirurgias de ancoragem zigomática, com auxílio de software de planejamento de implantes. Curitiba: Faculdade ILAPEO [Internet]. 2017; Available from: <http://www.ilapeo.com.br/img/materiaismd/pt/18720170913154438.pdf>
25. 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.
26. 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.
27. 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).
28. 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

EPP
Escuela Profesional de Perfeccionamiento Profesional

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. Sandoz Maynez Colque Tema: Dirección de casos maxilar y mandibular dentado con implantes 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. Juan Carlos García Tema: Diseño de corona Horario: 11:30 a.m. a 12:00 p.m.	Dr. Marcos Cienza Cueto Tema: Curso de actualización de actualización de actualización Horario: 12:30 p.m. a 1:30 p.m.

Inscripciones: 944 915 947 / 947 456 567

Certificación: S/ 30.00

En colaboración con: **Cañete**



CIRUGÍA GUÍADA ESTÁTICA



*C.D 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, MSc, Marco Tallarico, DDS, MSc, Milena Pitarro, DDS,
Sara Khanlou, DDS, Luigi Canullo, DDS, PhD

ABSTRACT

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

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 FCDP.

Material & Methods: Patients in need to be restored with a FCDP 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 35–40 Ncm in the maxilla and 45–55 Ncm in the mandible. A prefabricated acute-retained provisional prosthesis was delivered the day of the surgery. Outcome scores (implant and prosthesis survival rate [OSR], age complications, and post-implant marginal bone loss [MBL])

Results: Sixty-six patients received 356 implants to support 66 FCDPs. Each patient received 4–8 implants. Seven implants failed in six patients, resulting in a OSR of 98.1%. Two definitive prostheses failed resulting in OSR of 91.1%. Mean MBL of 3.02 ± 4.41 mm was reported at the 5-year follow-up. Five implants (1.4%) showed a mean vertical post-implant bone loss greater than 3.0 mm and required osseointegrated therapy.

Conclusions: Immediately loaded implants placed in edentulous patients using computer-aided template-guided surgery to support a FCDP 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, DMD^a, Michael Payer, DMD, MD, PhD^b, Nicola Ursula Zitzmann, DMD, PhD^c,
Jörg Thomas Lambrecht, DMD, MD, PhD^d, Andreas Filippi, DMD, PhD^e

ABSTRACT

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

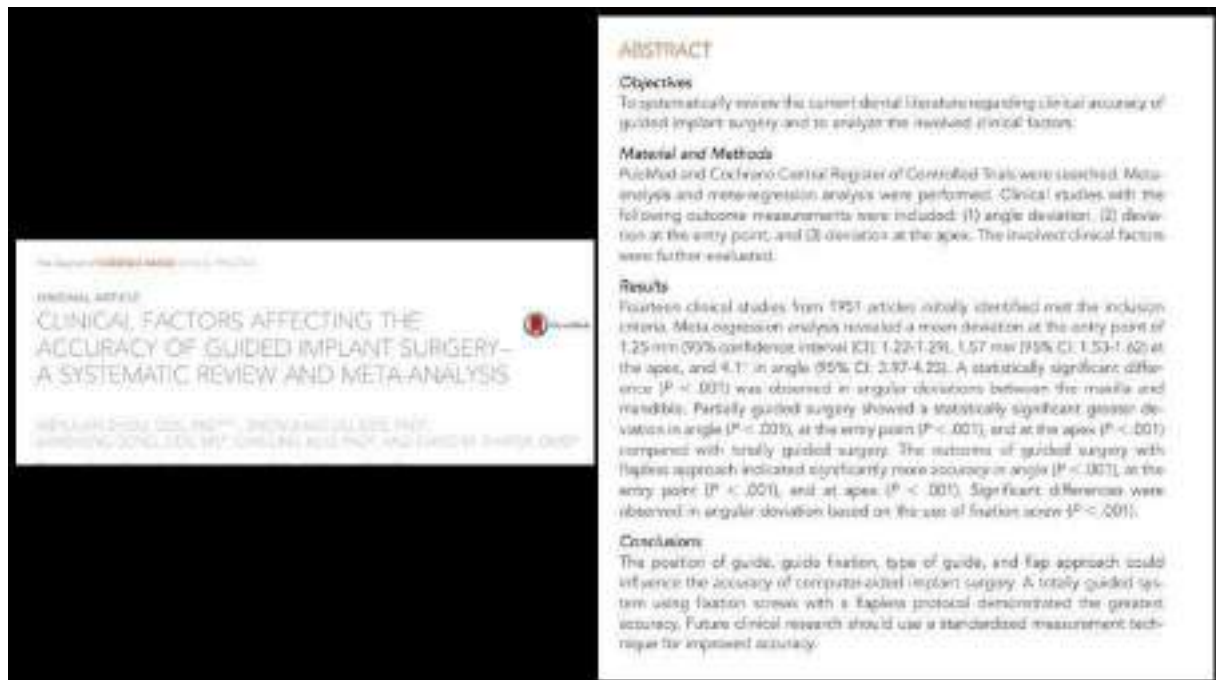
Purpose: To determine the technical accuracy of a virtually designed and printed surgical template for guided implant surgery based on a surface scan of a cast model using the coDiagnostiX™ software.

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 corner of the sleeve bases and a mean angular deviation of 1.3° (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.

Los 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 literature 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 3,359 articles, 14 survival and 34 accuracy studies were included in this systematic review. Nine different static image guidance systems were included. The meta-analysis of the accuracy (24 clinical and preclinical studies) revealed a total mean error of 1.22 mm (maximum of 4.2 mm) at the entry point measured in 1,536 implants and 1.28 mm at the apex (maximum of 7.1 mm) measured in 1,466 implants. For the 14 included survival studies (total of 2,943 implants) using static computer-assisted implant dentistry, the mean failure rate was 2.7% (95% CI 1.0% to 3.0%) after an observation period of at least 22 months. In 36.4% of the treated cases, no additional or prosthetic complications were reported, while various prosthetic failures during the surgery, change of plan because of factors such as limited primary implant stability, need for additional grafting procedures, prosthetic screw loosening, prosthetic chisel, and prosthetic fracture. **Conclusion:** Different levels of accuracy and quality of evidence were available for static computer-assisted implant placement, with exhibiting 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, detect accuracy-related risks and justify additional reflexive costs, effort, and costs associated with computer-assisted implant surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 2014;29 (suppl):25-42. doi: 10.1016/j.ijom.2014.supp1.2

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 ESTH consensus conference, Jorint 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.

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!**



74

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

Ali Tahmaseb¹ | Vivian Wu² | Daniel Wismeijer¹ | Wim Coucke² | Christopher Ertel³

¹Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Groningen, Groningen, The Netherlands
²Department of Clinical Odontology, University of Leuven, Leuven, Belgium
³Maxillofacial Surgery, University of Groningen, Groningen, The Netherlands

Received: 2014; accepted: 2014; published online: 2014

Keywords: computer-aided implant surgery, static, accuracy, systematic review, meta-analysis

DOI: 10.1111/j.1365-2214.2014.03000.x



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-regression analysis was performed to summarize the accuracy studies.

Results: From a total of 102 articles, 23 studies, including 10,000 implants, were included in the meta-analysis. The mean deviation of the implant position was 1.2 mm (1.04 mm in the x-axis, 1.44 mm in the y-axis, 1.4 mm in the z-axis). There was a significant difference in accuracy between the different studies.

Conclusions: Different levels of accuracy and quality of evidence were available for static computer-aided implant surgery (s-CIS). 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 gap of homogeneity was found in techniques adopted between the different studies and the general study designs.

75

Guided Implant Surgery in the Edentulous Maxilla: A Systematic Review

Jasmin Laksinen, DDS, MSc¹/Lauren Bennett, DDS, MSc²/
Margaret Verbruggen, DDS, MSc, PhD³/Reinhold Jacobs, MSc, PhD, DrMed⁴/
Michael M. Bornstein, Prof Dr Med Dent⁵/Marc Quirynen, DDS, MSc, PhD⁶

Purpose: The systematic review verified the advantages/disadvantages of static surgical guides during implant surgery in the edentulous maxilla. The PICO question was: "Does the use of digitally generated surgical guides as surgical tool techniques affect the following outcomes: surgical complications, implant complications, prosthetic complications, implant survival, prosthetic survival, aesthetics, patient satisfaction, and postoperative intervention?" **Materials and Methods:** The electronic searches retrieved 2,558 unique articles from which eventually 25 full-text articles were read for eligibility. Because no randomized controlled clinical trials could be found, the PICO question had to be reformulated, now only looking to the outcome of digitally generated surgical guides without comparison with conventional techniques. **Results:** Although long-term data are lacking, the outcome of implants placed with a static guide and of the prosthetic reconstruction seems similar to that expected from conventional techniques. The number of surgical complications with guided surgery is negligible. Guided implant surgery offers slightly more comfort for the patient; however, the economic benefits are unclear. **Conclusion:** Implant therapy via static surgical guides in the maxilla is predictable, with slightly more comfort for the patient but with only minor economic advantages. [J Biomed Biomech 2021;14(1):35-43. doi:10.1186/s13047-020-00066-1]

Table 4. Studies with Patient-Reported Outcomes

Study	Patient Group	Methods	Outcomes	
Lundberg and van't Hof-Grootenboer ¹⁸	9-10, 11, 22-25, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144, 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151, 152, 153, 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223, 224, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234, 235, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255, 256, 257, 258, 259, 260, 261, 262, 263, 264, 265, 266, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 286, 287, 288, 289, 290, 291, 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298, 299, 300, 301, 302, 303, 304, 305, 306, 307, 308, 309, 310, 311, 312, 313, 314, 315, 316, 317, 318, 319, 320, 321, 322, 323, 324, 325, 326, 327, 328, 329, 330, 331, 332, 333, 334, 335, 336, 337, 338, 339, 340, 341, 342, 343, 344, 345, 346, 347, 348, 349, 350, 351, 352, 353, 354, 355, 356, 357, 358, 359, 360, 361, 362, 363, 364, 365, 366, 367, 368, 369, 370, 371, 372, 373, 374, 375, 376, 377, 378, 379, 380, 381, 382, 383, 384, 385, 386, 387, 388, 389, 390, 391, 392, 393, 394, 395, 396, 397, 398, 399, 400, 401, 402, 403, 404, 405, 406, 407, 408, 409, 410, 411, 412, 413, 414, 415, 416, 417, 418, 419, 420, 421, 422, 423, 424, 425, 426, 427, 428, 429, 430, 431, 432, 433, 434, 435, 436, 437, 438, 439, 440, 441, 442, 443, 444, 445, 446, 447, 448, 449, 450, 451, 452, 453, 454, 455, 456, 457, 458, 459, 460, 461, 462, 463, 464, 465, 466, 467, 468, 469, 470, 471, 472, 473, 474, 475, 476, 477, 478, 479, 480, 481, 482, 483, 484, 485, 486, 487, 488, 489, 490, 491, 492, 493, 494, 495, 496, 497, 498, 499, 500, 501, 502, 503, 504, 505, 506, 507, 508, 509, 510, 511, 512, 513, 514, 515, 516, 517, 518, 519, 520, 521, 522, 523, 524, 525, 526, 527, 528, 529, 530, 531, 532, 533, 534, 535, 536, 537, 538, 539, 540, 541, 542, 543, 544, 545, 546, 547, 548, 549, 550, 551, 552, 553, 554, 555, 556, 557, 558, 559, 560, 561, 562, 563, 564, 565, 566, 567, 568, 569, 570, 571, 572, 573, 574, 575, 576, 577, 578, 579, 580, 581, 582, 583, 584, 585, 586, 587, 588, 589, 590, 591, 592, 593, 594, 595, 596, 597, 598, 599, 600, 601, 602, 603, 604, 605, 606, 607, 608, 609, 610, 611, 612, 613, 614, 615, 616, 617, 618, 619, 620, 621, 622, 623, 624, 625, 626, 627, 628, 629, 630, 631, 632, 633, 634, 635, 636, 637, 638, 639, 640, 641, 642, 643, 644, 645, 646, 647, 648, 649, 650, 651, 652, 653, 654, 655, 656, 657, 658, 659, 660, 661, 662, 663, 664, 665, 666, 667, 668, 669, 670, 671, 672, 673, 674, 675, 676, 677, 678, 679, 680, 681, 682, 683, 684, 685, 686, 687, 688, 689, 690, 691, 692, 693, 694, 695, 696, 697, 698, 699, 700, 701, 702, 703, 704, 705, 706, 707, 708, 709, 710, 711, 712, 713, 714, 715, 716, 717, 718, 719, 720, 721, 722, 723, 724, 725, 726, 727, 728, 729, 730, 731, 732, 733, 734, 735, 736, 737, 738, 739, 740, 741, 742, 743, 744, 745, 746, 747, 748, 749, 750, 751, 752, 753, 754, 755, 756, 757, 758, 759, 760, 761, 762, 763, 764, 765, 766, 767, 768, 769, 770, 771, 772, 773, 774, 775, 776, 777, 778, 779, 780, 781, 782, 783, 784, 785, 786, 787, 788, 789, 790, 791, 792, 793, 794, 795, 796, 797, 798, 799, 800, 801, 802, 803, 804, 805, 806, 807, 808, 809, 810, 811, 812, 813, 814, 815, 816, 817, 818, 819, 820, 821, 822, 823, 824, 825, 826, 827, 828, 829, 830, 831, 832, 833, 834, 835, 836, 837, 838, 839, 840, 841, 842, 843, 844, 845, 846, 847, 848, 849, 850, 851, 852, 853, 854, 855, 856, 857, 858, 859, 860, 861, 862, 863, 864, 865, 866, 867, 868, 869, 870, 871, 872, 873, 874, 875, 876, 877, 878, 879, 880, 881, 882, 883, 884, 885, 886, 887, 888, 889, 890, 891, 892, 893, 894, 895, 896, 897, 898, 899, 900, 901, 902, 903, 904, 905, 906, 907, 908, 909, 910, 911, 912, 913, 914, 915, 916, 917, 918, 919, 920, 921, 922, 923, 924, 925, 926, 927, 928, 929, 930, 931, 932, 933, 934, 935, 936, 937, 938, 939, 940, 941, 942, 943, 944, 945, 946, 947, 948, 949, 950, 951, 952, 953, 954, 955, 956, 957, 958, 959, 960, 961, 962, 963, 964, 965, 966, 967, 968, 969, 970, 971, 972, 973, 974, 975, 976, 977, 978, 979, 980, 981, 982, 983, 984, 985, 986, 987, 988, 989, 990, 991, 992, 993, 994, 995, 996, 997, 998, 999, 1000			As previously stated, the choice between vestibular and lingual loading, maxillary implant, and maxillary implant. The maxillary implant group showed less implant quality at 10 and 15 years compared to the maxillary implant group at 10 and 15 years.
Bennett et al (2018) ¹⁹	10-15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144, 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151, 152, 153, 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223, 224, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234, 235, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255, 256, 257, 258, 259, 260, 261, 262, 263, 264, 265, 266, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 286, 287, 288, 289, 290, 291, 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298, 299, 300, 301, 302, 303, 304, 305, 306, 307, 308, 309, 310, 311, 312, 313, 314, 315, 316, 317, 318, 319, 320, 321, 322, 323, 324, 325, 326, 327, 328, 329, 330, 331, 332, 333, 334, 335, 336, 337, 338, 339, 340, 341, 342, 343, 344, 345, 346, 347, 348, 349, 350, 351, 352, 353, 354, 355, 356, 357, 358, 359, 360, 361, 362, 363, 364, 365, 366, 367, 368, 369, 370, 371, 372, 373, 374, 375, 376, 377, 378, 379, 380, 381, 382, 383, 384, 385, 386, 387, 388, 389, 390, 391, 392, 393, 394, 395, 396, 397, 398, 399, 400, 401, 402, 403, 404, 405, 406, 407, 408, 409, 410, 411, 412, 413, 414, 415, 416, 417, 418, 419, 420, 421, 422, 423, 424, 425, 426, 427, 428, 429, 430, 431, 432, 433, 434, 435, 436, 437, 438, 439, 440, 441, 442, 443, 444, 445, 446, 447, 448, 449, 450, 451, 452, 453, 454, 455, 456, 457, 458, 459, 460, 461, 462, 463, 464, 465, 466, 467, 468, 469, 470, 471, 472, 473, 474, 475, 476, 477, 478, 479, 480, 481, 482, 483, 484, 485, 486, 487, 488, 489, 490, 491, 492, 493, 494, 495, 496, 497, 498, 499, 500, 501, 502, 503, 504, 505, 506, 507, 508, 509, 510, 511, 512, 513, 514, 515, 516, 517, 518, 519, 520, 521, 522, 523, 524, 525, 526, 527, 528, 529, 530, 531, 532, 533, 534, 535, 536, 537, 538, 539, 540, 541, 542, 543, 544, 545, 546, 547, 548, 549, 550, 551, 552, 553, 554, 555, 556, 557, 558, 559, 560, 561, 562, 563, 564, 565, 566, 567, 568, 569, 570, 571, 572, 573, 574, 575, 576, 577, 578, 579, 580, 581, 582, 583, 584, 585, 586, 587, 588, 589, 590, 591, 592, 593, 594, 595, 596, 597, 598, 599, 600, 601, 602, 603, 604, 605, 606, 607, 608, 609, 610, 611, 612, 613, 614, 615, 616, 617, 618, 619, 620, 621, 622, 623, 624, 625, 626, 627, 628, 629, 630, 631, 632, 633, 634, 635, 636, 637, 638, 639, 640, 641, 642, 643, 644, 645, 646, 647, 648, 649, 650, 651, 652, 653, 654, 655, 656, 657, 658, 659, 660, 661, 662, 663, 664, 665, 666, 667, 668, 669, 670, 671, 672, 673, 674, 675, 676, 677, 678, 679, 680, 681, 682, 683, 684, 685, 686, 687, 688, 689, 690, 691, 692, 693, 694, 695, 696, 697, 698, 699, 700, 701, 702, 703, 704, 705, 706, 707, 708, 709, 710, 711, 712, 713, 714, 715, 716, 717, 718, 719, 720, 721, 722, 723, 724, 725, 726, 727, 728, 729, 730, 731, 732, 733, 734, 735, 736, 737, 738, 739, 740, 741, 742, 743, 744, 745, 746, 747, 748, 749, 750, 751, 752, 753, 754, 755, 756, 757, 758, 759, 760, 761, 762, 763, 764, 765, 766, 767, 768, 769, 770, 771, 772, 773, 774, 775, 776, 777, 778, 779, 780, 781, 782, 783, 784, 785, 786, 787, 788, 789, 790, 791, 792, 793, 794, 795, 796, 797, 798, 799, 800, 801, 802, 803, 804, 805, 806, 807, 808, 809, 810, 811, 812, 813, 814, 815, 816, 817, 818, 819, 820, 821, 822, 823, 824, 825, 826, 827, 828, 829, 830, 831, 832, 833, 834, 835, 836, 837, 838, 839, 840, 841, 842, 843, 844, 845, 846, 847, 848, 849, 850, 851, 852, 853, 854, 855, 856, 857, 858, 859, 860, 861, 862, 863, 864, 865, 866, 867, 868, 869, 870, 871, 872, 873, 874, 875, 876, 877, 878, 879, 880, 881, 882, 883, 884, 885, 886, 887, 888, 889, 890, 891, 892, 893, 894, 895, 896, 897, 898, 899, 900, 901, 902, 903, 904, 905, 906, 907, 908, 909, 910, 911, 912, 913, 914, 915, 916, 917, 918, 919, 920, 921, 922, 923, 924, 925, 926, 927, 928, 929, 930, 931, 932, 933, 934, 935, 936, 937, 938, 939, 940, 941, 942, 943, 944, 945, 946, 947, 948, 949, 950, 951, 952, 953, 954, 955, 956, 957, 958, 959, 960, 961, 962, 963, 964, 965, 966, 967, 968, 969, 970, 971, 972, 973, 974, 975, 976, 977, 978, 979, 980, 981, 982, 983, 984, 985, 986, 987, 988, 989, 990, 991, 992, 993, 994, 995, 996, 997, 998, 999, 1000			As previously stated, the choice between vestibular and lingual loading, maxillary implant, and maxillary implant. The maxillary implant group showed less implant quality at 10 and 15 years compared to the maxillary implant group at 10 and 15 years.
Bennett et al (2018) ¹⁹	10-15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144, 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151, 152, 153, 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223, 224, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234, 235, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255, 256, 257, 258, 259, 260, 261, 262, 263, 264, 265, 266, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 286, 287, 288, 289, 290, 291, 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298, 299, 300, 301, 302, 303, 304, 305, 306, 307, 308, 309, 310, 311, 312, 313, 314, 315, 316, 317, 318, 319, 320, 321, 322, 323, 324, 325, 326, 327, 328, 329, 330, 331, 332, 333, 334, 335, 336, 337, 338, 339, 340, 341, 342, 343, 344, 345, 346, 347, 348, 349, 350, 351, 352, 353, 354, 355, 356, 357, 358, 359, 360, 361, 362, 363, 364, 365, 366, 367, 368, 369, 370, 371, 372, 373, 374, 375, 376, 377, 378, 379, 380, 381, 382, 383, 384, 385, 386, 387, 388, 389, 390, 391, 392, 393, 394, 395, 396, 397, 398, 399, 400, 401, 402, 403, 404, 405, 406, 407, 408, 409, 410, 411, 412, 413, 414, 415, 416, 417, 418, 419, 420, 421, 422, 423, 424, 425, 426, 427, 428, 429, 430, 431, 432, 433, 434, 435, 436, 437, 438, 439, 440, 441, 442, 443, 444, 445, 446, 447, 448, 449, 450, 451, 452, 453, 454, 455, 456, 457, 458, 459, 460, 461, 462, 463, 464, 465, 466, 467, 468, 469, 470, 471, 472, 473, 474, 475, 476, 477, 478, 479, 480, 481, 482, 483, 484, 485, 486, 487, 488, 489, 490, 491, 492, 493, 494, 495, 496, 497, 498, 499, 500, 501, 502, 503, 504, 505, 506, 507, 508, 509, 510, 511, 512, 513, 514, 515, 516, 517, 518, 519, 520, 521, 522, 523, 52			

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.

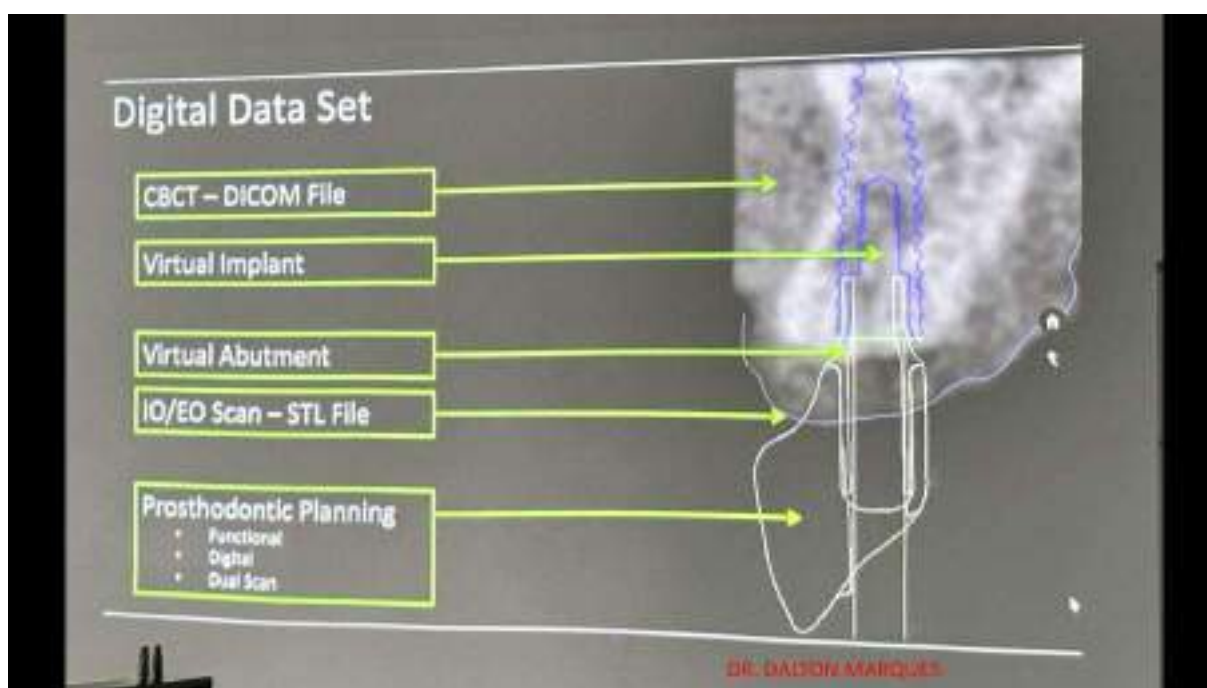
Cirugía Guiada Estática

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 *mixta*.

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



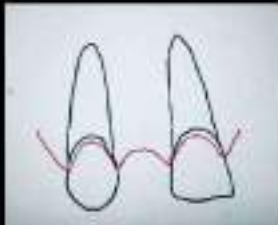


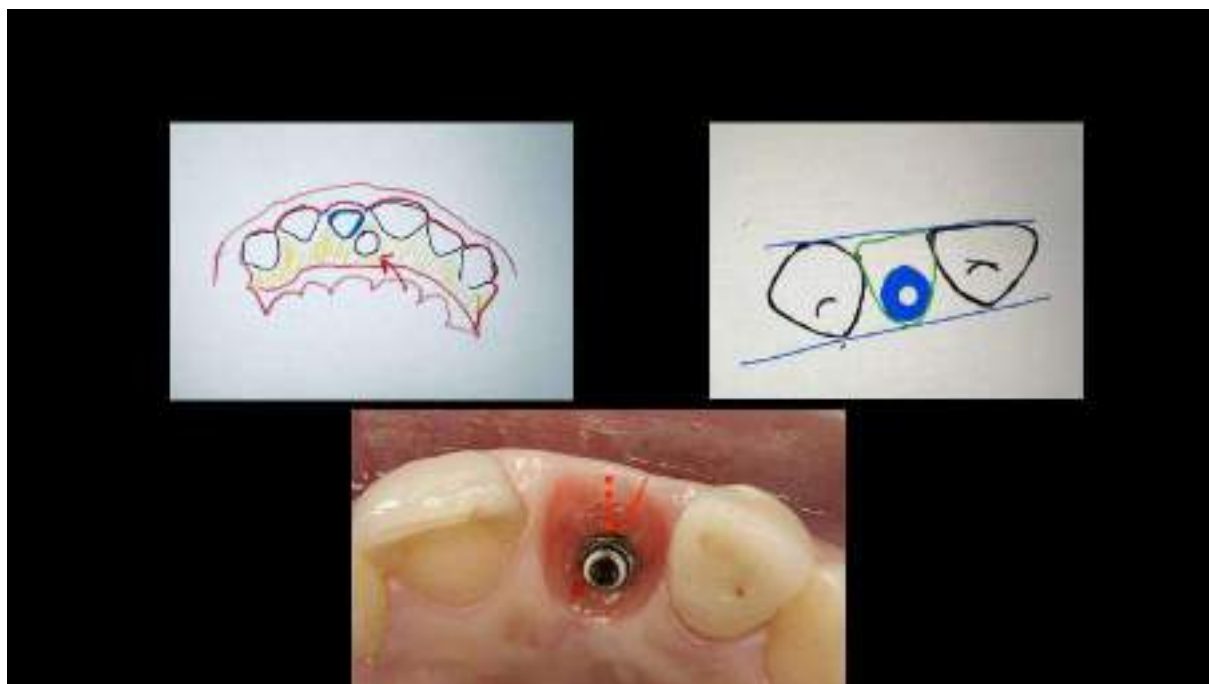
Entonces elemento indispensable es *la planificación* y para ello necesitamos: conocimientos que nos permitan ubicar la correcta posición 3D de los implantes y para conseguirla *partimos de cómo va a ser la futura Prótesis.*

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

Posición 3 D en tejido óseo

- Posición mesio 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.



Results: According to the present study's findings, although there were no considerable differences among the models, in general, the All-on-4 group demonstrated slightly higher stresses and the M-4 and V-4 groups showed lower stresses.

Conclusion: M-4 or V-4 configurations may be used in cases of severely atrophic maxilla to achieve better primary stabilization.

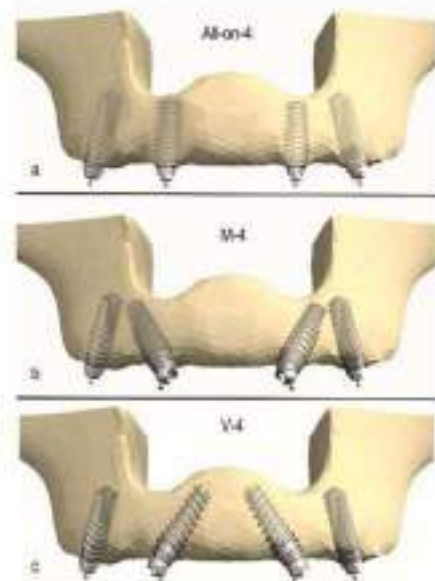
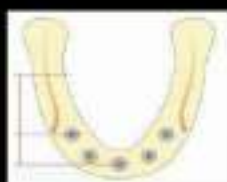


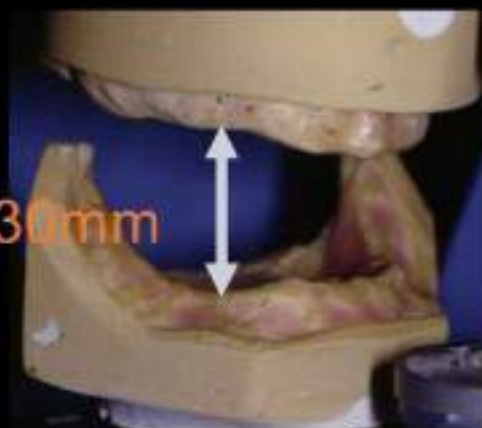
Fig. 2. a. All-on-4 model, b. M-4 model, c. V-4 model.

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



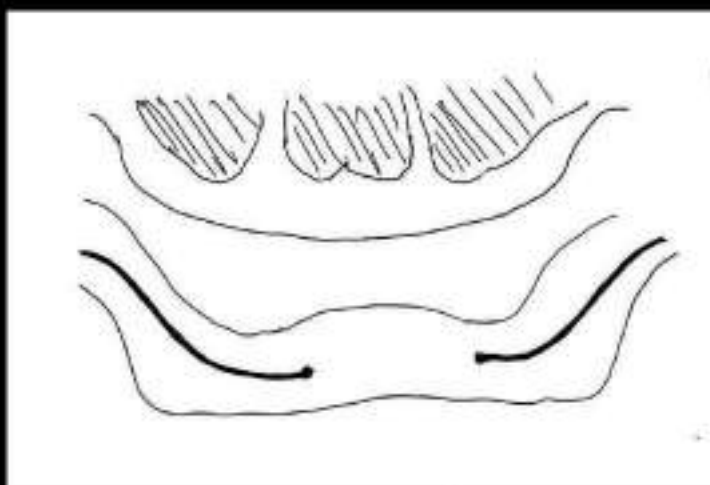
Posición 3 D - Prótesis

- Evaluar la DVD, 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 superiores 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



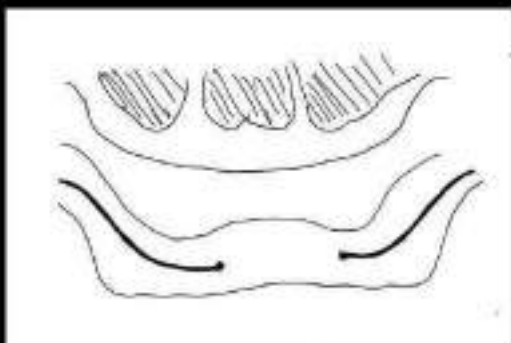
Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

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

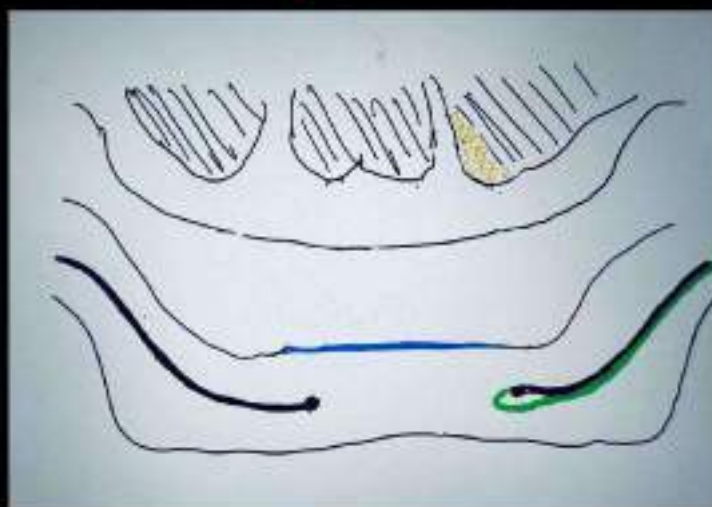
Evitar complicaciones Qx



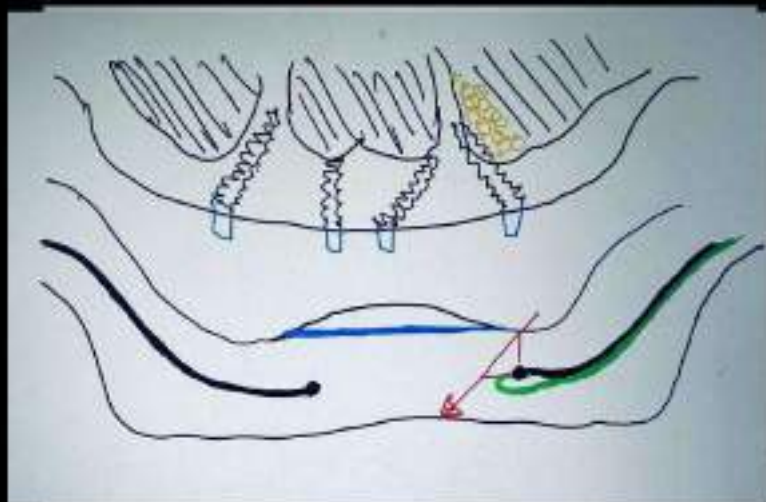
Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery

Seung Park, DDS, MS, PhD^{1,*}, Gath Mahmood, DDS, MS², Armando Retana, DDS, MS³, Robert Enayati, PhD⁴
 Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 31 (2019) 539–547
<https://doi.org/10.1016/j.cof.2019.08.001>
 1042-3699/19/\$ - 2019 Elsevier Inc. All rights reserved.

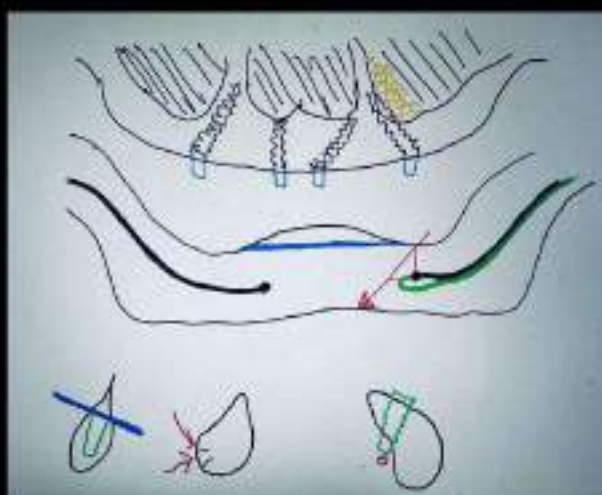
Evitar complicaciones Qx



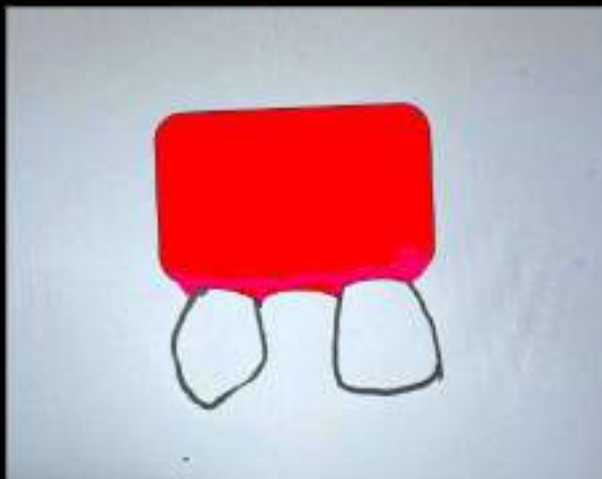
Evitar complicaciones Qx



Evitar complicaciones Qx



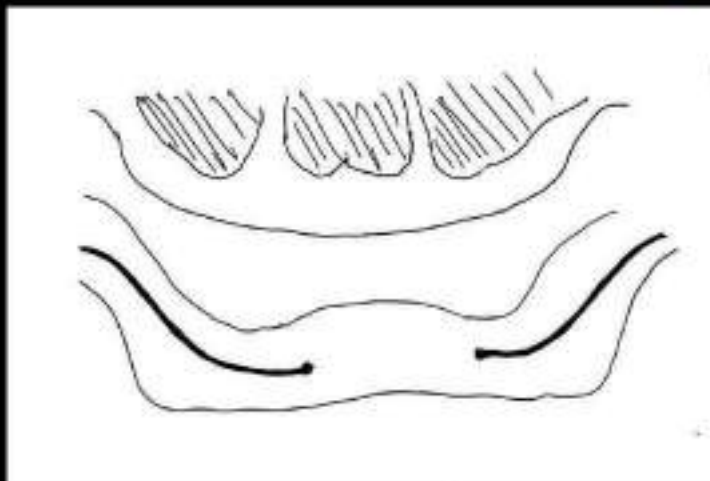
Evitar complicaciones Qx



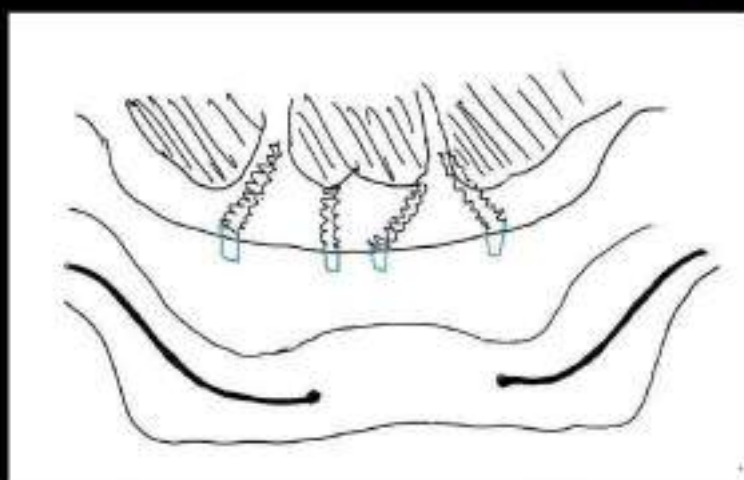
Evitar complicaciones Qx



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
FRESDADO

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

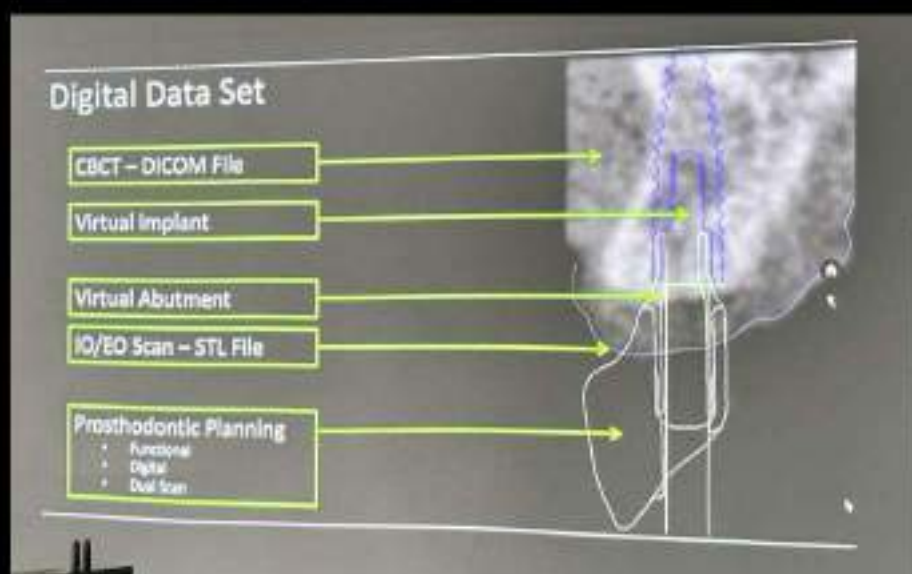
Matching

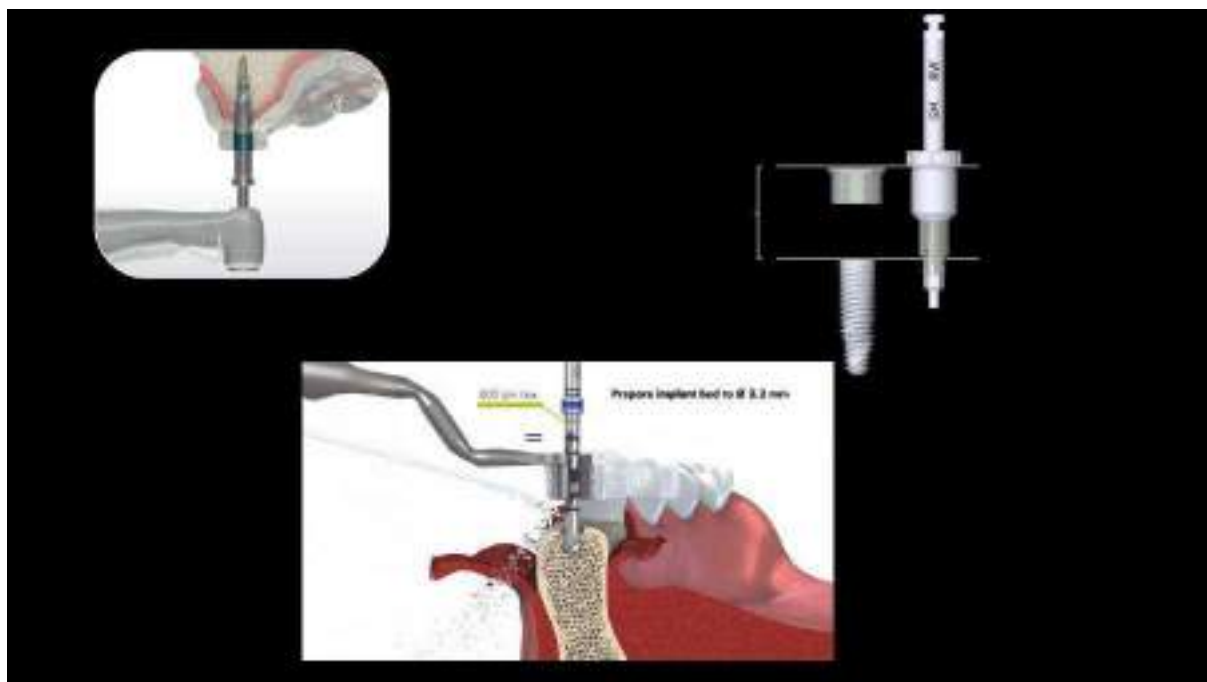
3. *Match* o alineamiento entre archivos DICOM y STL

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

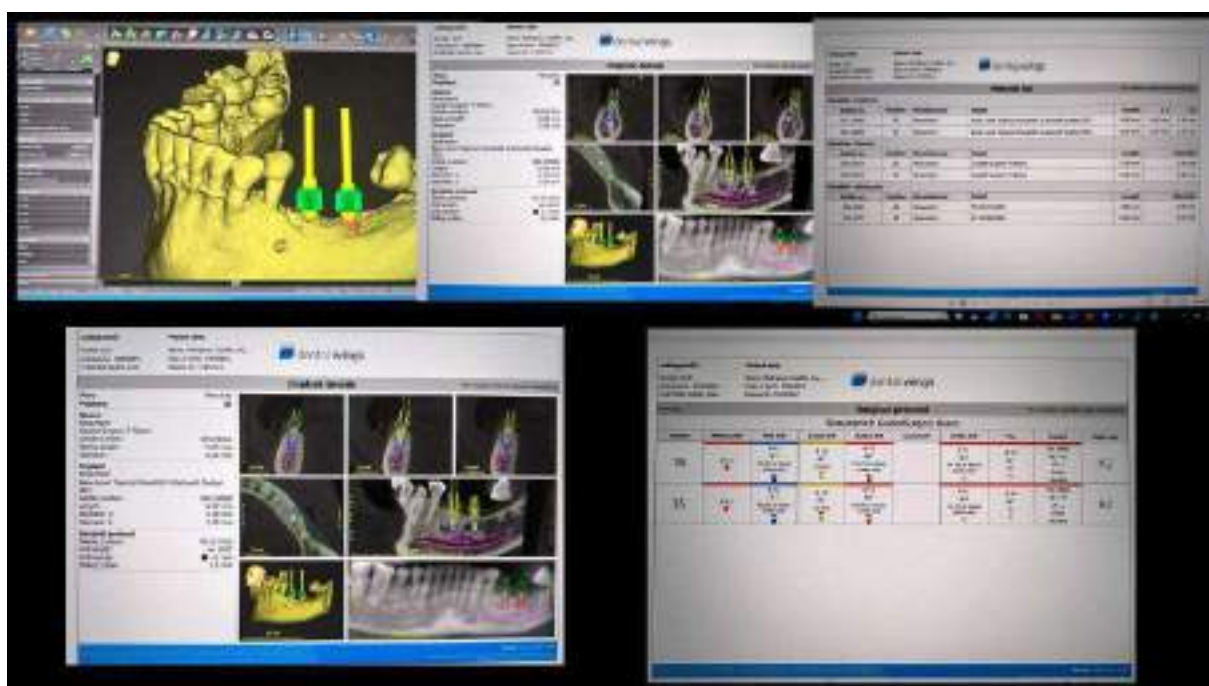
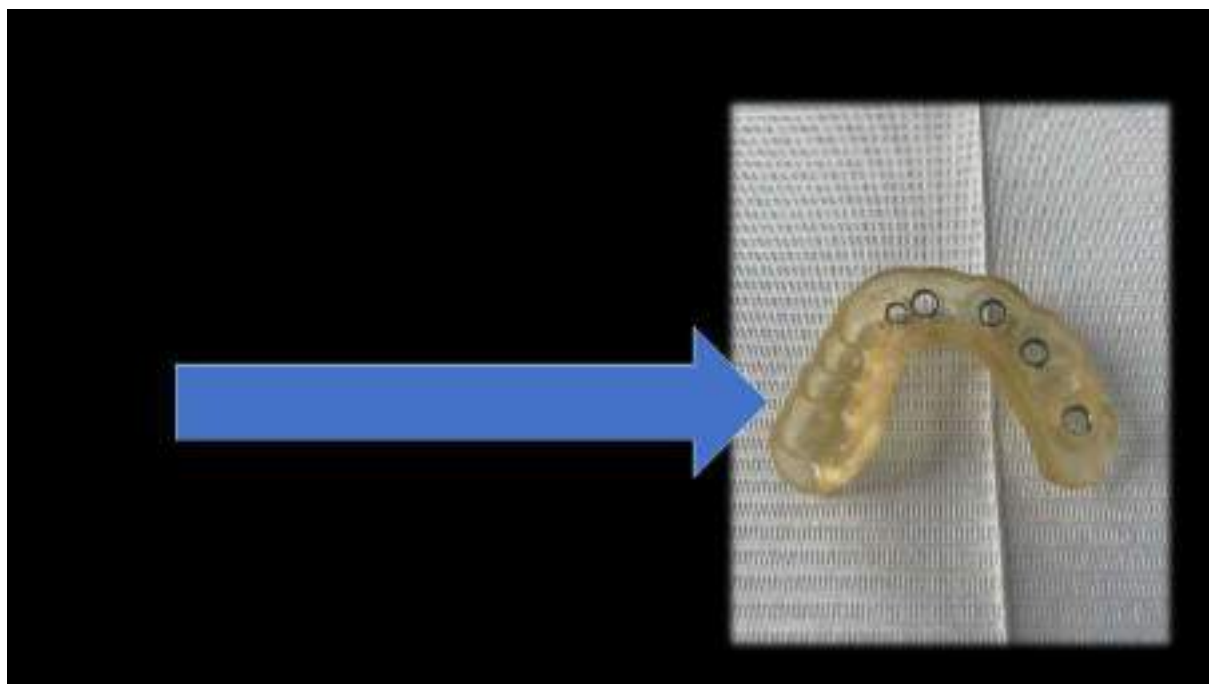
4. Matching entre: STL de la Boca PE con el STL
del encerado virtual, o
del encerado convencional
Y matching de oclusión con el antagonista

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 preparation with no drill handles
- One drill design
- A versatile implant system



Neodent
easyguide



PREDICTABLE SURGICAL RESULTS

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



EFFICIENT TREATMENT PROTOCOLS

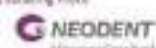
- Dynamic workflow, from data acquisition to the surgery
- Color-coded, and intuitive protocol
- Be ready for immediate treatment



PATIENT TREATMENT ACCEPTANCE

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

For internal use only

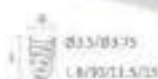


Neodent
easyguide

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

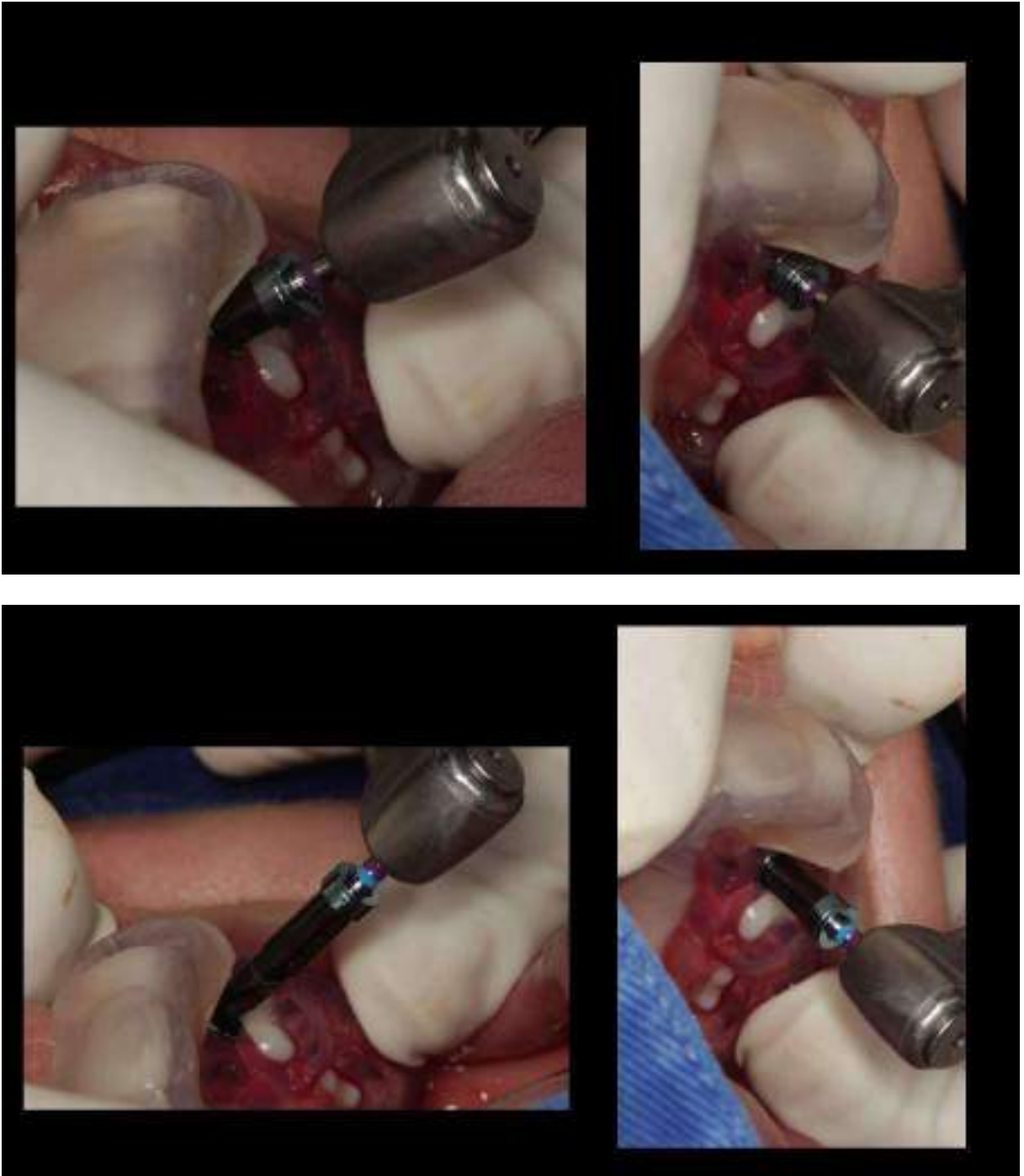


CASO CLINICO EASY GUIDE ILAPED





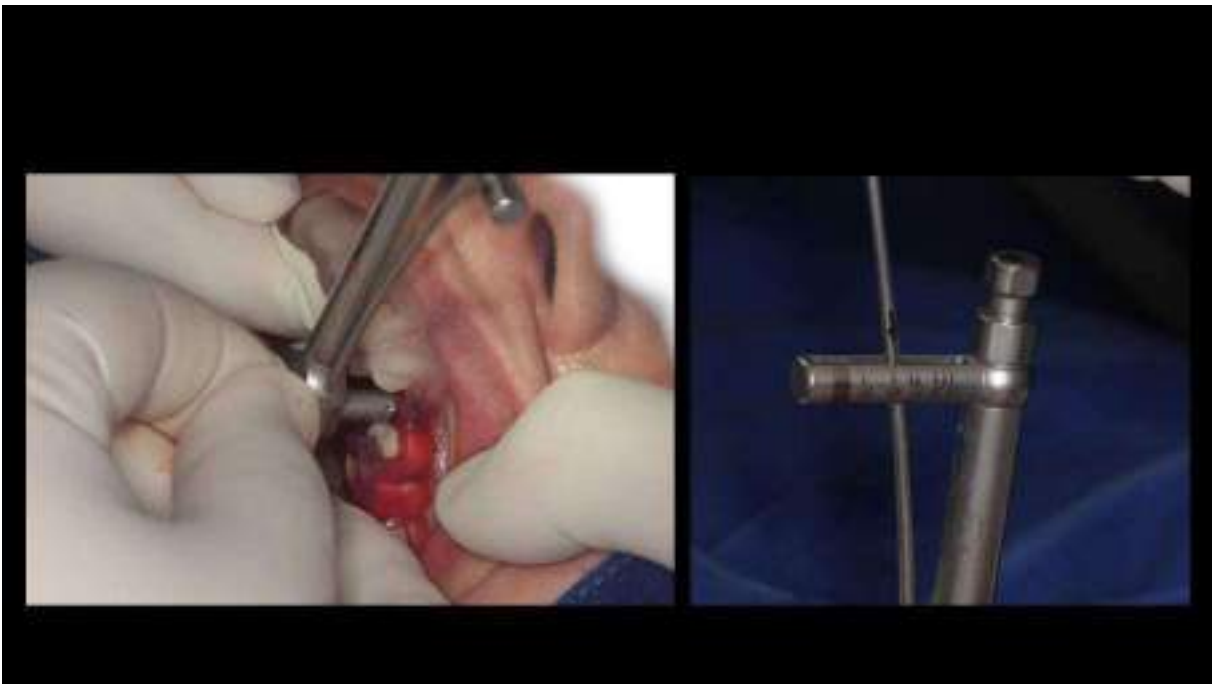
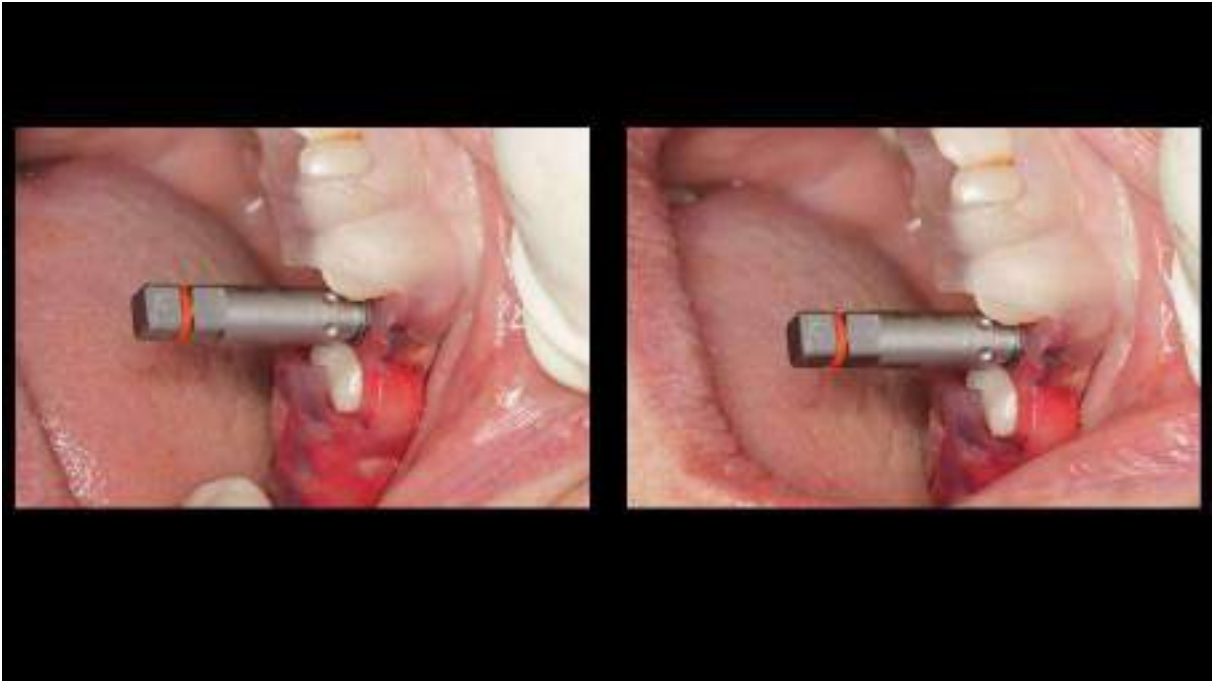






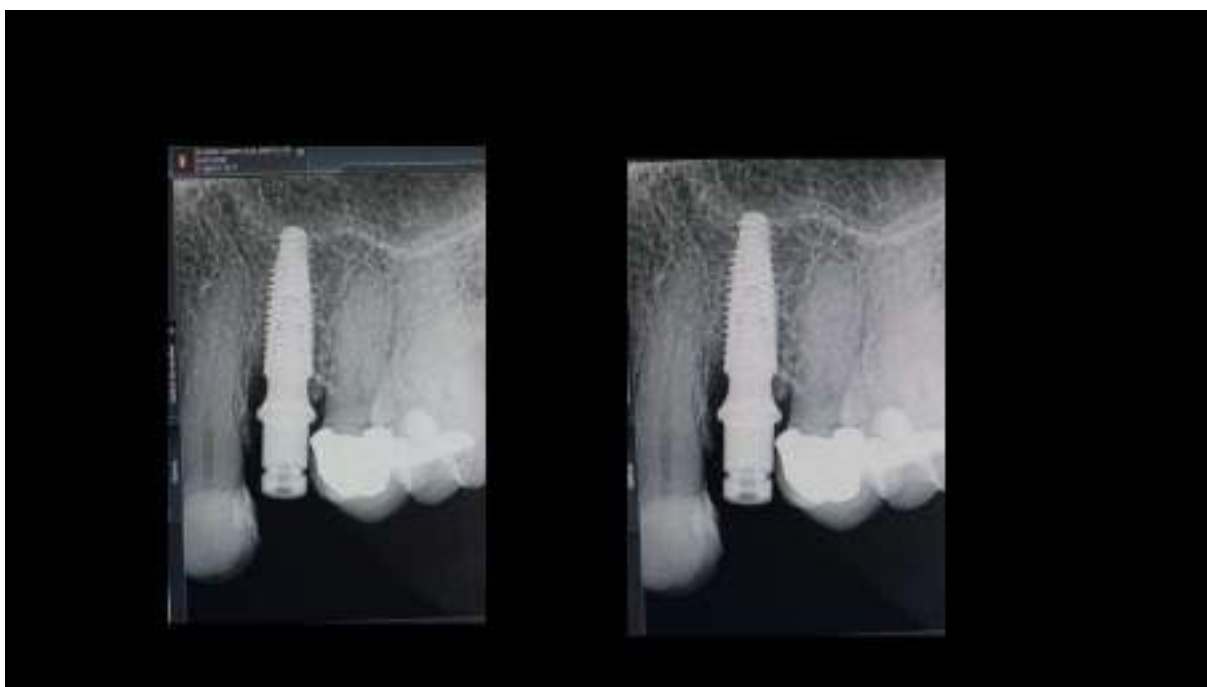














Muchas Gracias