



FACULDADE
ILAPEO

Clifford Alejandro Pedro Pablo Allen Lengua

**Análise tridimensional por 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 tridimensional por elementos finitos na reabilitação de maxila edêntula
com 4 implantes zígomáticos 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 tridimensional por elementos finitos na reabilitação de maxila 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. Leandro Eduardo Klüppel

Aprovado em: 26/02/2024

Dedicatória

Dedico esta investigación a Dios que guia nuestros passos, 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 tempo con ellos por el largo camino del estudio constante a traves de diversas etapas de mi vida. Y por supuesto en el sacrificio de las horas lejos de ellos para culminar la Maestria.

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 tambien a aquellos que quien sabe aun no aprendieron todavia a compartir, algo que aprendí de los profesores brasileiros desde mi primer contactocon 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 que sin ellos no huibiese sido posible el desarollo de nuestra Maestria.

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

Sumário

1.	Artigo científico 1.....	7
2.	Apresentação em Jornada Científica.....	29

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO.

ANÁLISE TRIDIMENSIONAL POR ELEMENTOS FINITOS NA 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
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

O propósito desta pesquisa foi investigar o comportamento biomecânico de uma reabilitação de maxila edêntula total, utilizando quatro implantes zigomáticos lisos de 3,50 mm de diâmetro com mini pilares de 52 e 60 graus, com duas técnicas cirúrgicas. Dois implantes zigomáticos foram inseridos em cada lado do maxilar, utilizando duas técnicas cirúrgicas diferentes: 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 mostraram que as maiores tensões produzidas sobre o tecido ósseo estão no nível disto-cervical dos implantes zogomáticos 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. Podemos concluir que os implantes zogomáticos de corpo liso de 3,5 mm de diâmetro, os mini pilares de 52° e 60° são componentes seguros pelo ponto de vista biomecânico na análise 3D de elementos finitos realizados.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos; Implantes Dentários; Zigoma

ABSTRACT

The purpose of this research is to investigate the biomechanical behavior of a rehabilitation of the totally edentulous maxilla, using four smooth zygomatic implants with a diameter of 3.50 mm and angled multiunit abutments of 52 and 60 degrees, employing two surgical techniques. Two zygomatic implants were inserted on each side of the maxilla, using two distinct surgical techniques: on the right side, employing the sinus channel surgical technique, and on the left side, using the exteriorized surgical technique. Multi unit angled abutments of 52 degrees were placed on the anterior implants and 60-

degree abutments 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 results indicate that the highest stresses on the bone tissue occur at the disto-cervical level of the posterior zygomatic implants, while apically, stresses are minimal, dissipating along the implant due to the favorable physical properties of titanium, such as its elastic modulus. The highest Von Mises stress occurred on the inner cervical zone of the posterior implants. At the 60-degree angled abutments, stresses concentrated on the inner part of the angulation. Both surgical techniques are viable options, with the sinus channel surgical technique showing a better force distribution in the bone tissue, possibly due to increased bone-implant contact. In conclusion, zygomatic implants with a smooth 3.5 mm diameter, angled abutments of 52 and 60 degrees, are biomechanically safe components in the 3D finite element analysis conducted on the totally edentulous maxilla.

Keywords: Finite element analysis; Dental implants; Zygoma.

INTRODUÇÃO

Desde o início da humanidade se tentou resolver os problemas da perda dos dentes. E assim que encontramos o primeiro vestígio de uma substituição de dentes com implantes provenientes da cultura Maya. Muitas técnicas passadas foram um fracasso na reabilitação da maxila edêntula total, como os implantes justaosseos. 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 atróficas, 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 dentes¹.

Para maxilares atróficos, 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 paciente²⁻⁴.

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 complicações⁴.

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

Com o passar dos anos, a indicação para a utilização dos implantes zigomáticos se estendeu para casos de alternativa a procedimentos de enxertia no seio maxilar. E novos posicionamentos dos implantes foram propostos. Stella & Warner em 2000¹⁰, 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 Brânemark 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.

Os novos designs dos implantes e mini pilares trazem vantagens muito grandes no tratamento da maxila pelas características novas como, o corpo liso que favorece melhor acomodação dos tecido moles, os diâmetros mais estreitos que possibilitam sua inserção nos ossos zigomáticos menos espessos, e novos mini pilares angulados que permitem uma versatilidade protética, características todas do implante Zygo-S (Neodent, Curitiba, Brasil)

A análise de elementos finitos (AEF) que foi criado para a indústria Aeronáutica pelo Turner M.J. et al.¹⁴ (1956), e utilizado pela primeira vez na odontologia pelo Farah J.W. et al¹⁵ (1971) que faz um estudo de elementos finitos em uma primeira molar; e Selna LG et al¹⁶ (1975), onde avaliou o comportamento das forças oclusais em pré-molares superiores para indicação de melhores materiais restaurativos¹⁴. Na implantodontia foi utilizado pelo Westein no ano 1976¹⁷.

A análise de elementos finitos 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. O objetivo do (AEF) é permitir avaliar diferentes materiais e conhecer se aplicando forças sobre eles, não chegam a produzir tensões de Von Mises que ultrapassem os limites de escoamento dos materiais testados. 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 questão¹⁶.

As forças oclusais produzidas pela mastigação são de aproximadamente de 100 a 150 N cada lado.

OBJETIVO

O propósito desta pesquisa foi investigar o comportamento biomecânico de uma reabilitação de maxila edêntula total, utilizando quatro implantes zigomáticos de corpo liso de 3,50 mm de diâmetro com mini pilares de 52 e 60 graus, com duas técnicas cirúrgicas.

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. (Figura 1 A, B, C).

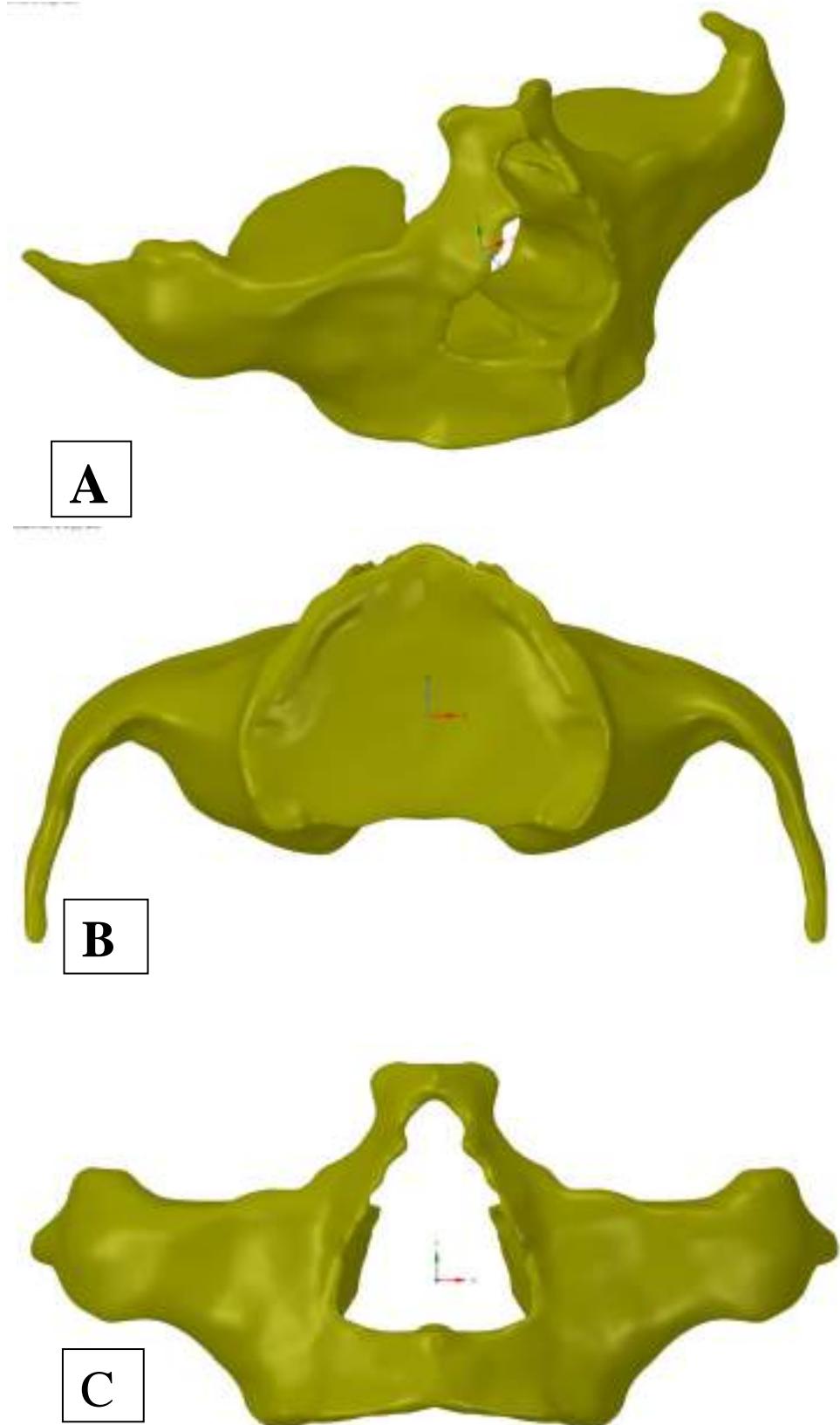


Figura 1- Figuras 1 A, B, C. Imagens do modelo 3D elaborado com o software SOLIDWORKS

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), Figura 2.

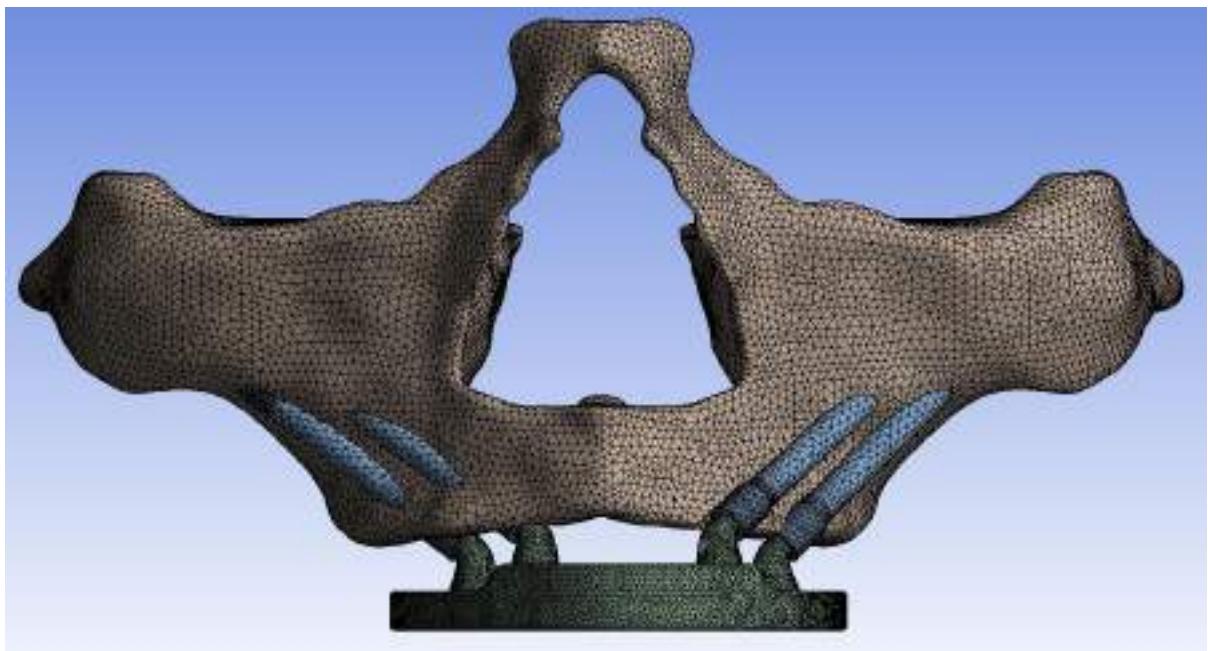


Figura 2- Modelo tridimensional de maxila reabilitada com 4 implantes zigomáticos subdividido em tetraedros para análise de elementos finitos com 729.575 elementos e 1.078.269 nós

O 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 zigomáticos) e titânio grau V (para barras metálicas, minipilares 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 cargas¹⁸⁻²⁵. (Tabela 1)

Os parâmetros avaliados foram: osso, implantes zigomáticos, minipilares e parafusos.

PROPRIEDADES DOS MATERIAIS				
Material	Módulo de elasticidade (MPa) - Rígidez	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. 2022²⁵)

Se utilizaram implantes zigomáticos de 3,5mm de diâmetro de corpo liso 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, 3).

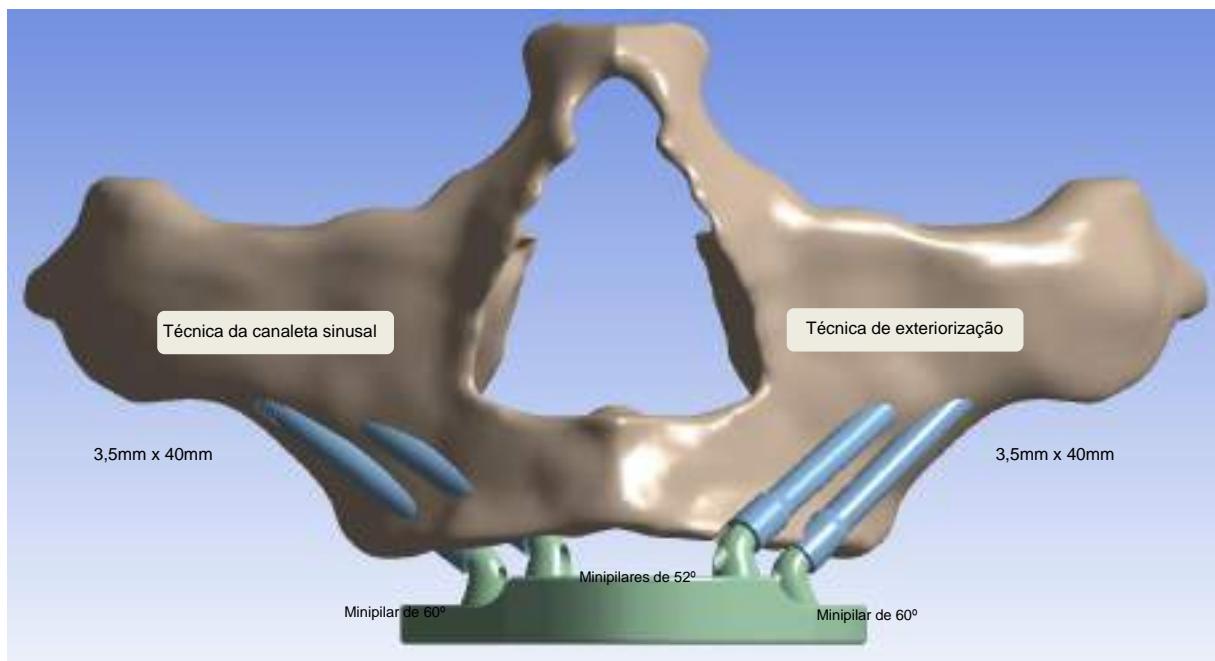


Figura 3- Modelo de reabilitação de maxila total edêntula produzida pelo software ANSYS.

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 4).

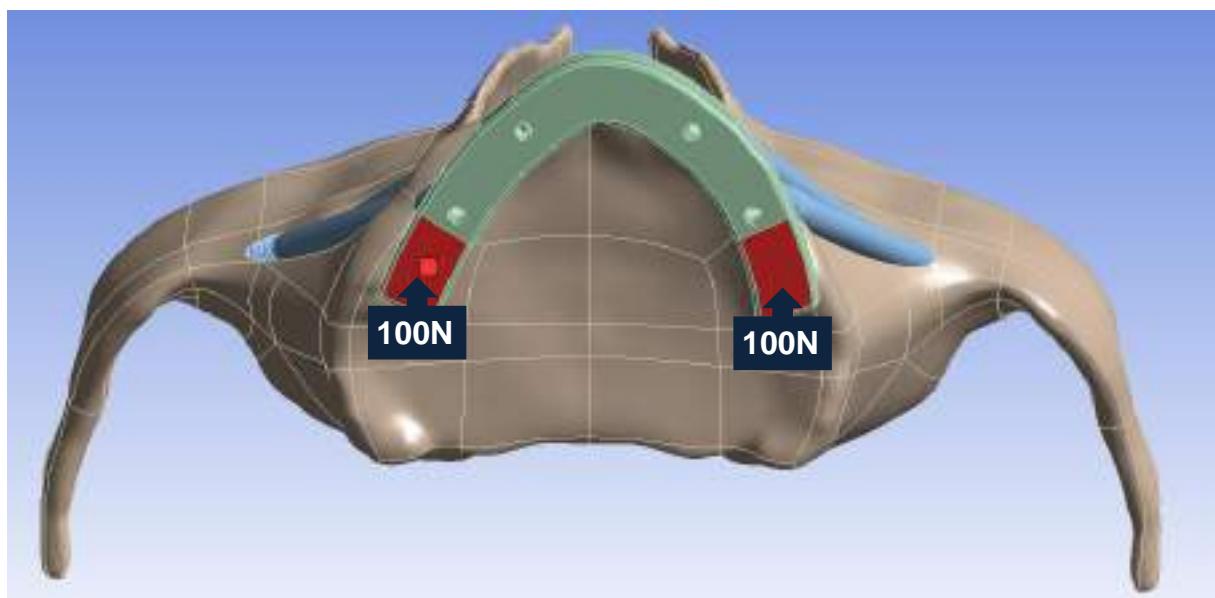


Figura 4- Aplicação de 100N de força vertical na região de primeiros molares sobre a infraestrutura metálica

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 5).

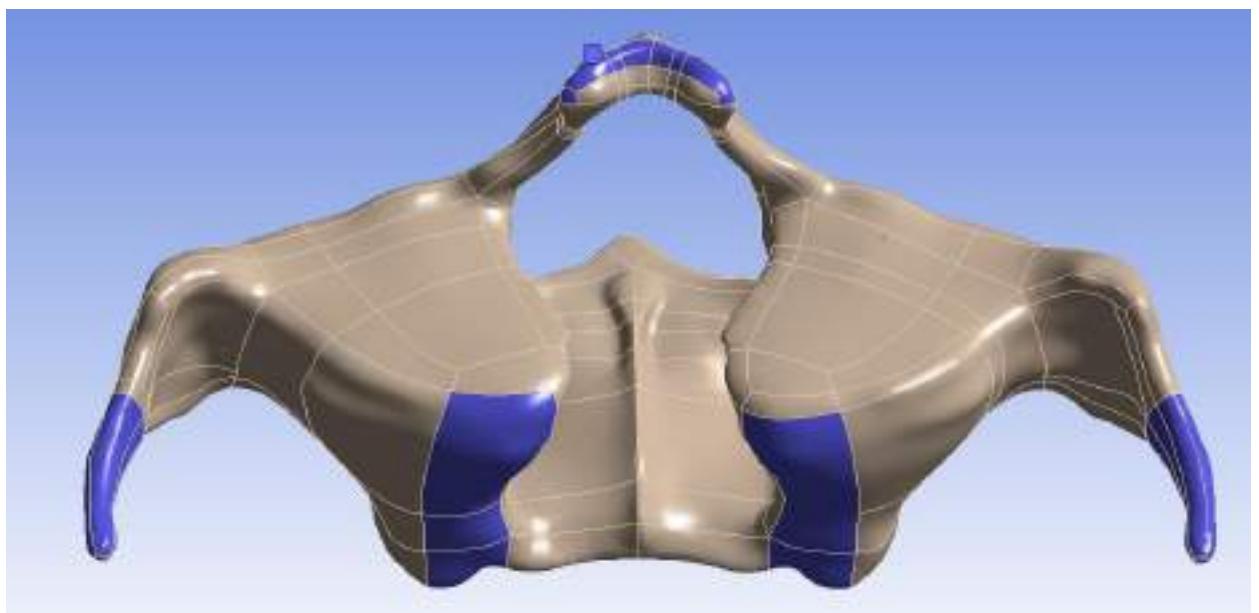


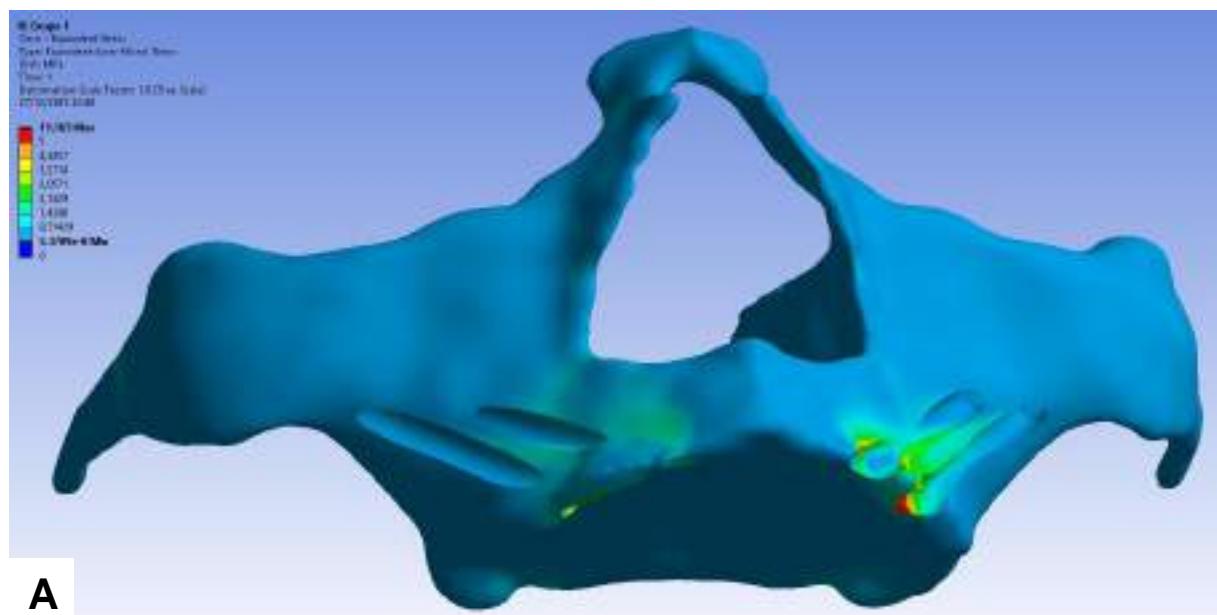
Figura 5- Áreas de fixação representando conexões fixas e restritas, que estabilizam o modelo durante a aplicação de forças

RESULTADOS

Por meio da análise de elementos finitos, foi 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 estudado²⁶, em ambas as técnicas utilizadas (técnica de Stella & Warner e técnica de exteriorização) (Figura 5 A, B, C e D)



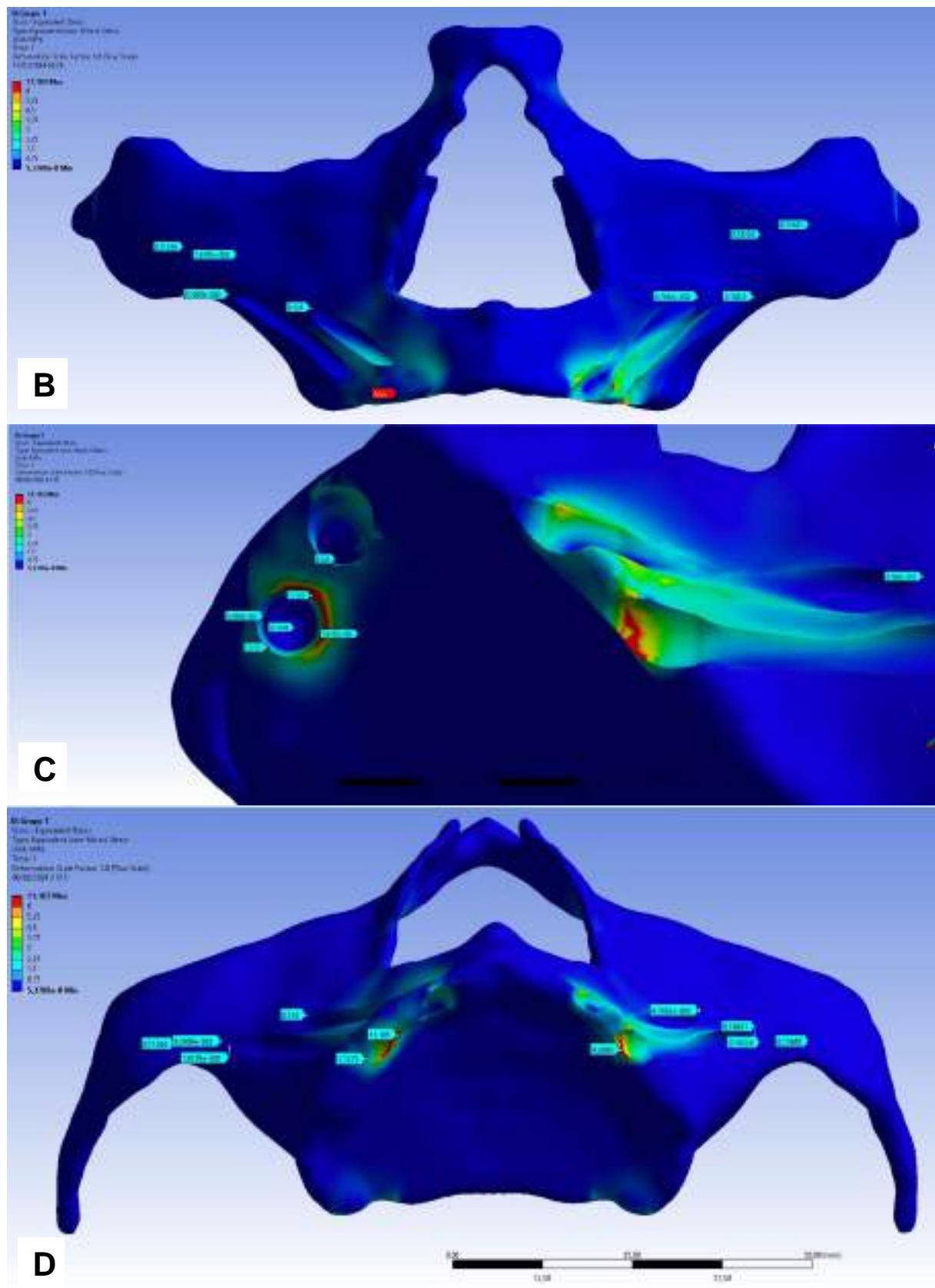


Figura 5 A-D - Representação da distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo

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).

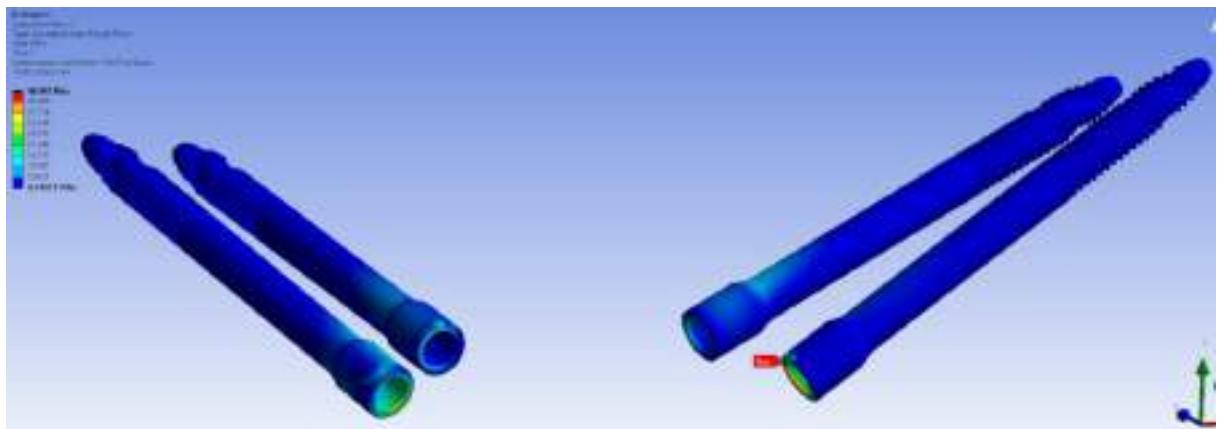


Figura 6- Distribuição das tensões de von Mises nos implantes zigmáticos

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).

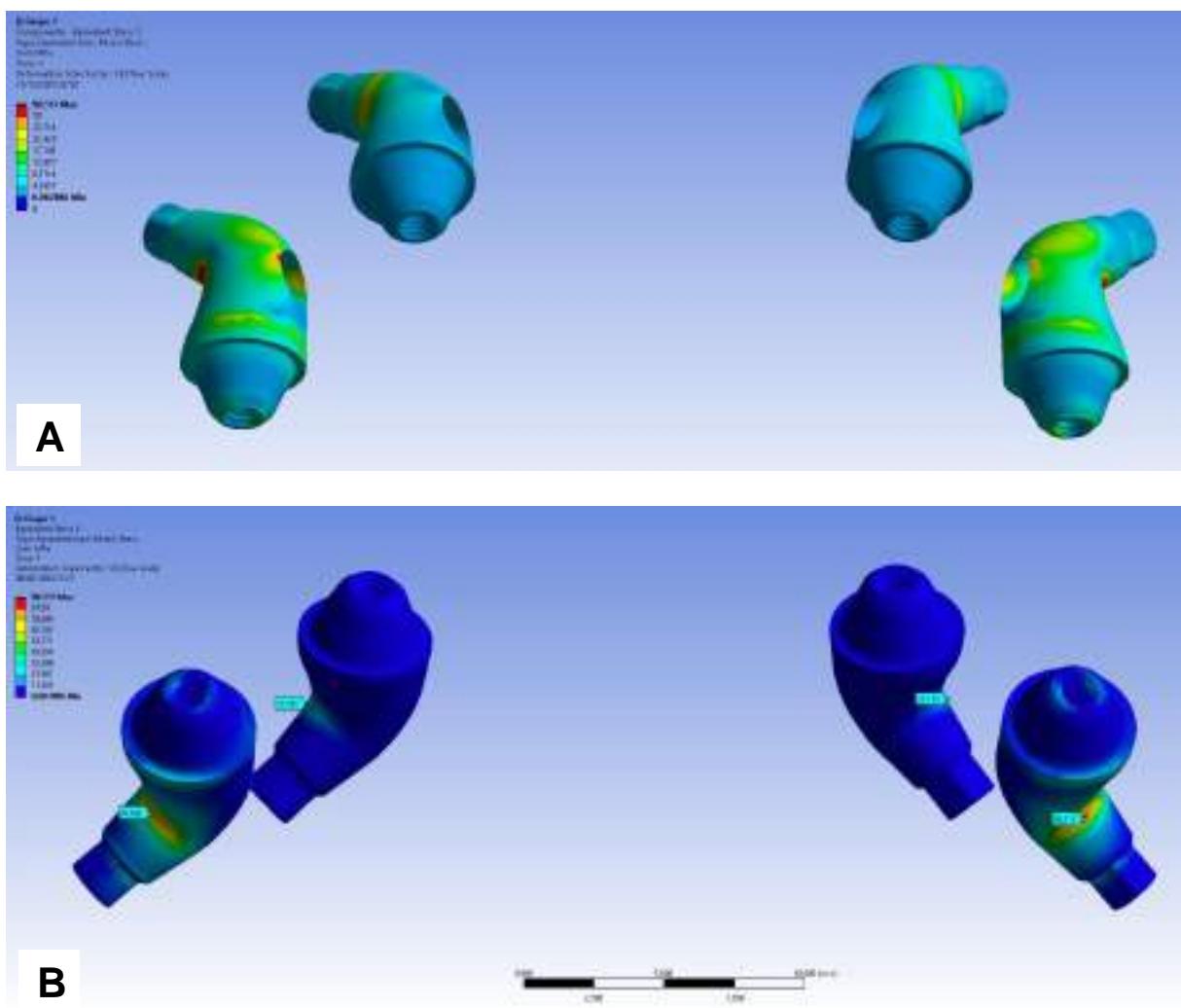


Figura 7A-B- Distribuição das tensões de von Mises nos mini pilares angulados

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

As máximas tensões de von Mises no tecido ósseo dos implantes anteriores foram alcançadas com a técnica da canaleta sinusal, 5,13MPa vs 3.15 MPa da técnica exteriorizada; as tensões maiores de von Mises nos implantes anteriores e o mini pilar de 52 graus foram alcançadas na técnica exteriorizada 25.28 MPa e 28.76 Mpa, respectivamente vs 15,83 MPa e 21,11 MPa respectivamente na técnica da canaleta, mas a máxima tensão de von Mises foi alcançada no parafuso do mini pilar de 52 graus da técnica da canaleta. Com respeito as tensões do tecido ósseo no implante posterior foram maiores na técnica exteriorizada que em lá técnica da canaleta, 11,16 MPa contra 9,16 MPa respectivamente. Mas as tensões de von Mises na técnica da canaleta foram maiores no implante posterior e mini pilar de 60 graus com relação a técnica exteriorizada, 48,08 e 95,5 MPa contra 43,58 e 91,18 da técnica exteriorizada. As tensões de von Mises no parafuso do mini pilar de 60 graus foi maior na técnica exteriorizada (Tabela 2).

	Tecido ósseo Implante anterior	Implante 3.5 anterior	Tecido ósseo implante posterior	Implante 3.5 posterior	Mini Pilar 52	Parafuso Mini Pilar 52	Mini Pilar 60	Parafuso Mini Pilar 60
Técnica exteriorizada (hemiarcada esquerda)	3.15	25.28	11.16	43.58	28.76	14.37	91.18	34.33
Técnica Canaleta Sinusal (hemiarcada direita)	5.93	15.83	9.26	48.08	21.11	15.65	98.51	32.12

Tabela 2 - Tabela de tensões máximas de von Mises por componente (MPa)

DISCUSSÃO

Nossa pesquisa foi a primeira em estudar o comportamento biomecânico de uma reabilitação de maxila edêntula total, utilizando quatro implantes zigomáticos lisos de 3,50 mm de diâmetro com minipilares de 52 e 60 graus, com duas técnicas cirúrgicas.

A utilização da análise de elementos finitos na odontologia possibilitou o entendimento biomecânico de situações clínicas de diversas complexidades. Farah et al. e Selna LG et al. foram os precursores dessa utilização¹⁶.

Para este estudo de análise de elementos finitos (AEF) se criou um modelo 3D de um maxilar edêntulo atrófico mediante no software Solidworks. Este modelo não se baseou em nenhum paciente, foi desenvolvido completamente via *software*, para não necessitar da 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. Outros estudos mostram modelos 3D com desenhos de osso cortical e esponjoso como o estudo de Bedrossian et al (2023)²⁷.

E uma limitação das análises de elemento finitos, e que mostraram 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.

Na literatura não encontramos uma análise de elementos finitos sobre implantes zigomáticos de 3,5 mm de diâmetro que o um implante zigomático mais estreito na atualidade.

A angulação de outros sistemas de implantes zigomáticos está já no mesmo corpo do implante, na parte cervical, e no são partes separadas. A avaliação de mini pilares de 52 e 60 graus e a primeira na literatura.

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^{25,30} e se excluiu o impacto de forças oblíquas resultantes da movimentação lateral durante a carga mastigatória sugerido por outros autores^{31,32}. Se considera uma limitação deste estudo.

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 já que o implante tem um diâmetro reduzido.

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. 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. É uma limitação deste estudo que não se comprovou as tensões dos transmucosos de 2.5mm que tem mais braço de alavanca que os de 1.5mm que está no portfólio dos pilares desse sistema (Grand Morse Neodent, Curitiba, Brasil).

Foi utilizadas as técnicas de Stella (canaleta sinusal) e exteriorizada; já que 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 (2017), se analisaram a frequência dos 3 tipos de concavidades da parede lateral do seio maxilar: rasa, média e profunda.²⁸

Os resultados das tensões de von Mises foram similares nas duas técnicas cirúrgicas, com os implantes ferulizados.

Os estudos de Ujigawa (2007)³³ mostraram que osso zigomático é o principal suporte para as cargas funcionais. Depois Freedman (2013, 2015)^{34,35} demonstrou que as forças sobre a plataforma do implante foram maiores no modelo que não tinha estabilização óssea alveolar, clarificando este modo que a estabilização do implante zigomático na crista residual é crítica para uma adequada distribuição das forças. E por último Bedrossian (2023)²⁷ conclui que a estabilização com a ferulização dos quatro implantes zigomáticos na reabilitação é recomendada para reduzir o grau de tensão transmitida aos implantes.

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.

CONCLUSÃO

Podemos concluir que os implantes zigomáticos de corpo liso de 3,5 mm de diâmetro e os mini pilares de 52° e 60° são componentes seguros pelo ponto de vista biomecânico na análise 3D de elementos finitos.

Na técnica exteriorizada as tensões de von Mises são menores no tecido ósseo ao redor do implante anterior mas são maiores no implante e mini pilar de 52 graus, e menores no parafuso do mini pilar com respeito a técnica da canaleta.

Na técnica da canaleta sinusal, as tensões de von Mises são menores no tecido ósseo ao redor do implante posterior mas são maiores no implante posterior (titânio grau 4) e o mini pilar de 60 graus (titânio grau 5), e menores no parafuso do mini pilar de 60 graus em comparação a técnica exteriorizada.

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. Jauhainen 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. Bränemark 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, Uhlendorf 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. Turner MJ, Clough RW, Martin HC and Top LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J.Aero.Sci Sept.* 23. 1956.
 15. Farah JW, Craig, RG, Sikarskie. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J. Biomechanics*. 1973. Vol. 6, pp. 511-520.
 16. 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.
 17. Geng JP, Tan KB, Liu GR, Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
 18. 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.
 19. 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>
 20. 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.
 21. 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.

23. 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.
23. 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/>
24. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):539–46.
25. 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.
26. 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->
27. Bedrossian E, Brunski J, Al -Nawas B, Kammerer P. Zygoma implant under function: biomechanical principles clarified. *Int. Journ of Imp Dent*. 2023.
28. Moro SA. Estudo do osso zigmático, em cirurgias de ancoragem zigmática, 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>
29. 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.
30. 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.
31. 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).
32. 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.
33. Ujigawa K. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36:620–
34. Freedman M, Ring M, Stassen LFA. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013;42:671–6.

35. Freedman M, Ring M, Stassen LFA. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position—a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44:785–90.

2. Apresentação em Jornada Científica





Cirugía Guiada Estática

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

Cirugía Guiada Estática

Cirugía 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 Mario Meloni, DDS, PhD, MS,¹ Marco Toffanini, DDS, MSc,¹ Milena Piana, DDS,²
Luisa Xhonsa, DDS,³ Luigi Canale, 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 prostheses (FCDP).

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

Material & Methods: Patients had to be treated with a FCDP in the mandible or maxilla were included in this prospective study and treated using computer-assisted template-guided surgery. Implants were prepared in order to achieve an insertion torque ranging between 30–45 Ncm in the mandible and 45–50 Ncm in the maxilla. A prefabricated screw-retained provisional prosthesis was delivered the day of the surgery. Outcomes were implant and prosthesis cumulative survival rate (CSR), any complications, and peri-implant/surgical bone loss (PBL).

Results: Thirty-sixty patients received 356 implants to support 66 FCDPs. Sixty patients received 4–8 implants. Seven implants failed in six patients, resulting in a CSR of 98.1%. Two definitive procedures failed resulting in a CSR of 97.2%. Mean PBL of 1.62 ± 0.81 mm was reported at the 5-year follow-up. Five implants (1.4%) showed a mean microstrain per implant from less greater than 10 nm and received orthodontic therapy.

Conclusion: Immediately loaded implants placed in edentulous patients using computer-assisted template-guided surgery to support a FCDP is a valid treatment concept in the medium-term follow-up for short-term primary.

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 coDiagnosiX™ Software

Sebastian Kühn, DMD,^a Michael Payer, DMD, MD, PhD,^b Nicola Ursula Zitzmann, DMD, PhD,^b Jörg Thomas Lambrech, DMD, MD, PhD,^c Andreas Filippi, DMD, PhD^a

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 coDiagnosiX™ software.

Materials and Methods: Cast models and the virtual planning data of nine patients receiving guided implant surgery with the coDiagnosiX 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 coDiagnosiX 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°–3.3°) 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

ABSTRACT

Objectives
To systematically review the current dental literature regarding clinical accuracy of guided implant surgery and to analyze the involved clinical factors.

Material and Methods
PubMed and Cochrane Central Register of Controlled Trials were searched. Meta-analysis and meta-regression analysis were performed. Clinical studies with the following outcome measurements were included: (1) angle deviation, (2) deviation at the entry point, and (3) deviation at the apex. The involved clinical factors were further evaluated.

Results
Fourteen clinical studies from 1991 articles initially identified met the inclusion criteria. Meta-regression analysis revealed a mean deviation at the entry point of 1.25 mm (95% confidence interval [CI] 1.22–1.29), 1.57 mm (95% CI 1.53–1.62) at the apex, and 4.1° in angle (95% CI 2.97–4.23). A statistically significant difference ($P < .001$) was observed in angular deviations between the maxilla and mandible. Partially guided surgery showed a statistically significant greater deviation in angle ($P < .001$), at the entry point ($P < .001$), and at the apex ($P < .001$) compared with totally guided surgery. The outcome of guided surgery with flapless approach indicated significantly more accuracy in angle ($P < .001$), at the entry point ($P < .001$), and at apex ($P < .001$). Significant differences were observed in angular deviation based on the use of fixation screw ($P < .001$).

Conclusions
The position of guide, guide fixation, type of guide, and flap approach could influence the accuracy of computer-aided implant surgery. A totally guided system using fixation screws with a flapless protocol demonstrated the greatest accuracy. Future clinical research should use a standardized measurement technique for improved accuracy.

*La posición de la guía, como se fija la guía, tipo de guía y el abordaje con colgajo influencian en la exactitud de la cirugía guiada estética
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

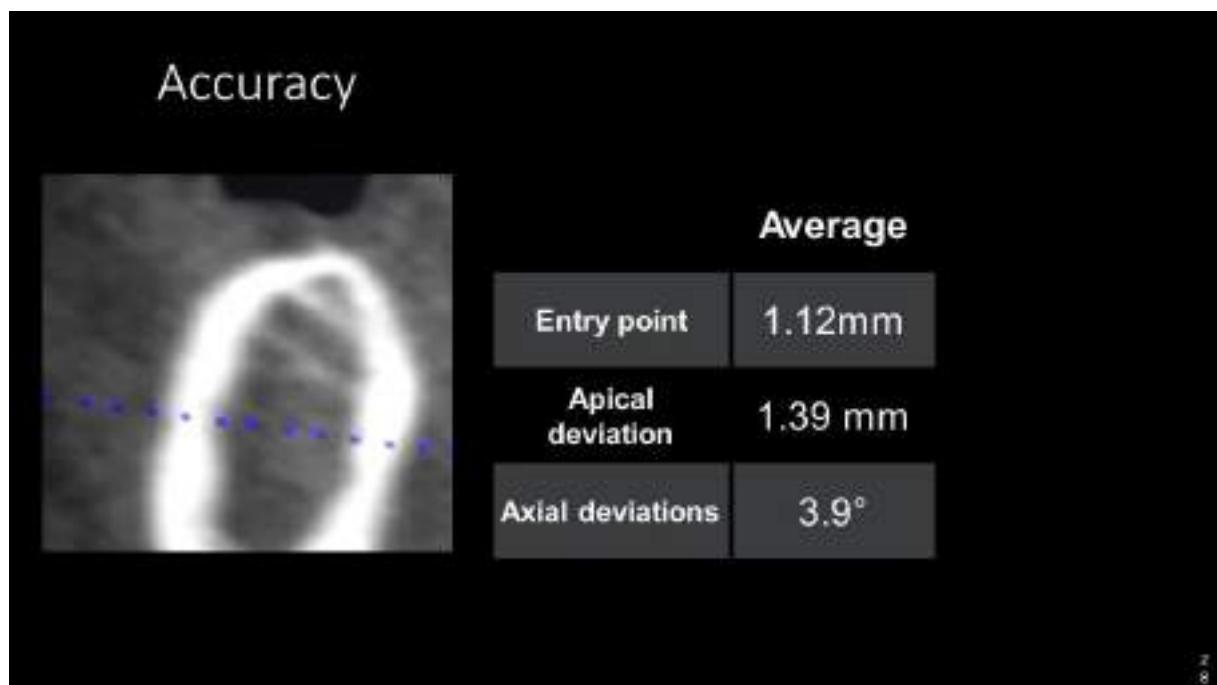
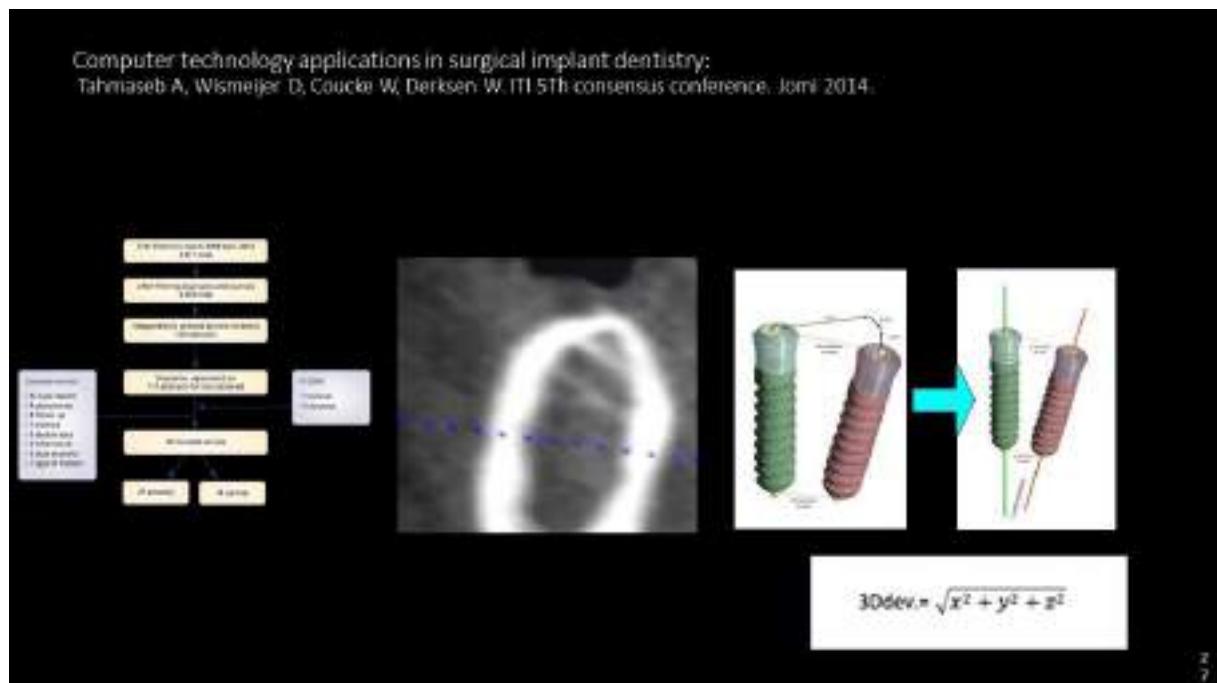
A. Tahmasebi, DDS, PhD¹/Daniel Wismeijer, DDS, PhD²/Wim Coucke, MSel³/Wiebe Derkxen, DDS⁴

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 sources 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/composite rates were investigated using a generalized linear mixed model for binary outcomes and a logit link to model implant failure rate. **Results:** From 2,399 articles, 14 survival and 24 accuracy studies were included in this systematic review. Nine different static image guidance systems were included. The meta-analysis of the accuracy (24 control and preclinical studies) revealed a total mean error of 1.12 mm (maximum of 4.5 mm) at the entry-point measured in 2,530 implants and 3.39 mm at the apex (maximum of 7.1 mm) measured in 2,488 implants. For the 34 included survival studies (total of 5,443 implants) using static computer-assisted implant surgery, the mean failure rate was 2.7% (0%) to 20% after an observation period of at least 22 months. In 30.4% of the treated cases, intraoperative or postoperative complications were reported, which caused temporary failures during the surgery, change of plan because of tissue with no limited primary implant stability, need for additional grafting procedures, aesthetic bone loss, prosthetic shift, and种植体折断. **Conclusion:** Different levels of quantity and quality of evidence were available for static computer-assisted implant placement, with tightening right implant survival rates after only 12 months of observation in different implants achieving a variable level of accuracy. Future long-term clinical data are necessary to identify clinical indications instead a convenience-risk and justify additional radiative doses, effort, and costs associated with computer-assisted dental surgery. *Int J Dent Minim Inv. 2014;29(suppl 2):42–60. doi: 10.11607/jidmi.2014swjg13.0*

Key words: guided surgery, dental implants, computer planning.

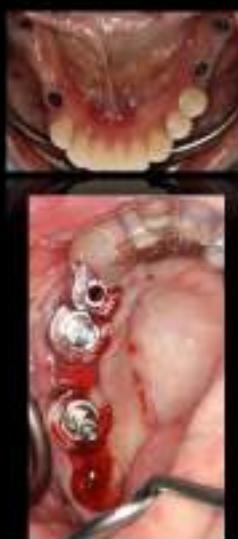
Computer technology applications in surgical implant dentistry:
Tahmasebi A, Wismeijer D, Coucke W, Derkxen W. ITI 5th consensus conference, June 2014.

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



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

Guide support	Free hand/full guided	Flapless/flare-raised
Bone supported guides: by far the largest deviations	Better accuracy for full guided implants	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

All Tahmaseb¹ | Vivian Wu² | Daniel Wismeijer¹ | Wim Coucke² | Christopher Evans³

¹Department of Oral Implantology and Freehand/Computer-assisted Dentistry, Institute of Biomaterials, Faculty of Dentistry
²Department of Clinical Dentistry, Institute of Dental Implants, University of Antwerp, Belgium
³Private office, Antwerp, Belgium

Published online 21 October 2016
doi:10.1111/jomi.12440 © 2016 Journal of Oral Rehabilitation, Wiley Periodicals, Inc.

Abstract
Objectives: To assess the literature on the accuracy of static computer-aided implant surgery in implant dentistry.
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 examine the accuracy studies.
Results: From a total of 322 articles, 20 studies were considered controlled trial (RCT), eight uncontrolled retrospective studies, and 12 uncontrolled prospective studies were considered for inclusion for validation purposes. A total of 3,238 implants in 471 patients that had been placed using static guides were available for review. The meta-analysis of the accuracy (20 clinical-controlled) had a mean error of 1.0 mm (0.6 mm to 1.6 mm) at the axial plane, 1.4 mm (1.2 mm to 1.6 mm) at the apical plane and a variance of 1.8²(0.7 to 3.8²). There was a significant difference in accuracy in favour of partial implants comparing to full edentulous cases.
Conclusion: Limited levels of quality and quality of evidence were available for static computer-aided implant surgery in CADCAM. 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 respected. A lack of homogeneity was found in techniques related between the different authors and the general study designs.

3
0

Guided Implant Surgery in the Edentulous Maxilla: A Systematic Review

Izabelle Lekkem, DDS, MSc¹/Laetitia Bernard, DDS, MSc¹/
Marjorie Verheyen, DDS, MSc, PhD/²Reinilde Jacobs, MSc, PhD, Dr hc³/
Michael M. Bonnéfond, Prof Dr Med Dent^{2,3}/Marc Quirynen, DDS, MSc, PhD²

Purpose: This systematic review verified the usefulness/benefits of static surgical guides during implant surgery in the edentulous maxilla. The PICO question was: "Does the use of digitally generated surgical guides vs. conventional techniques affect the following outcomes: surgical complications, implant complications, postoperative complications, implant survival, prosthesis survival, economics, patient satisfaction, and maintenance/intervention?" **Materials and Methods:** The electronic searches (PubMed, 2,999 articles) were from which eventually 38 full-text articles were read to eligibility; therefore no randomized controlled clinical trials could be found, the PICO question had to be reformulated, now only looking in 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:** Instead therapy via static surgical guides in the maxilla is predictable, with slightly more comfort for the patient but with only minor economic advantages. *(see J Oral Maxillofac Implants 2018;33:109–117, doi: 2018071704132646)*

Table 4 – Studies with Positive Reported Outcomes

Study	Patient Number	Outcome	Results
Verheyen et al. ¹⁰	8 (4), 10	QoL	No differences could be determined concerning dental anxiety, emotional distress, and anxiety measures. The patients did score considerably higher. The first assessment demonstrated less visual acuity of the test subjects. There was no significant difference in pre- and post-operative scores.
Verheyen et al. ¹¹	24 (M), 8	Quality scores	All patients felt less tension than their quality of life measure improved with the implant-supported denture, nevertheless, all subjects considered they could undergo surgery again.
Verheyen et al. ¹²	32 (M), 11	Quality scores	Eleven patients of 32 (34%) felt their quality of life and dental health improved by means of a surgical guide. All patients mentioned that the surgical guide was helpful when planning their surgery, although they could undergo surgery again.
Van Herreweghe et al. ¹³	27 (M), 9	N/A	Most patients received good scores for aesthetic, oral function, and esthetic, and dental satisfaction. Only approximately 30% scored a 100% on all three dimensions.
Van Herreweghe et al. ¹⁴	21, 0	N/A	Patients group reported a lower cost score than the control group.
Verheyen et al. ¹⁵	35 (M), 10	N/A	Patients' opinion of satisfaction with the implant-supported denture was high. However, it gives neither stability nor enough support when compared with a conventional denture. The surgical guide was helpful in the planning phase, but the surgical procedure was difficult, although the surgical planning did not improve the surgical results.
Verheyen et al. ¹⁶	34 (M), 11	N/A	All participants were happy with the treatment outcome with their dentures.

¹These authors contributed equally and substantially to the development of this manuscript and both are considered co-first authors. ²Corresponding author. ³Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ⁴Current address: Dr. Michael M. Bonnéfond, 6700 Luxembourg, Luxembourg. ⁵Current address: Dr. Marc Quirynen, 2000 Antwerp, Belgium. ⁶Current address: Dr. Izabelle Lekkem, 1000 Brussel, Belgium. ⁷Current address: Dr. Laetitia Bernard, 1000 Brussel, Belgium. ⁸Current address: Dr. Marjorie Verheyen, 1000 Brussel, Belgium. ⁹Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹⁰Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹¹Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹²Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹³Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹⁴Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹⁵Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium. ¹⁶Current address: Dr. Reinilde Jacobs, 1000 Brussel, Belgium.

BJD Open

ARTICLE OPEN Failure rates associated with guided versus non-guided dental implant placement: a systematic review and meta-analysis

Hancy Al-Dabbagh¹, Sasi Prasad² and Monica Prasad-Obregon^{3,4*}

© The Author(s) 2021

ABSTRACT: The purpose of this systematic review and meta-analysis was to evaluate the failure rates and their association with guided or non-guided dental implant placement. **MATERIALS AND METHODS:** A literature search was conducted in two databases, PubMed and Google Scholar, using the following terms: "Failure rate" and "guided vs. non-guided dental implant placement". The search was limited to English language studies published between January 1, 2000, and December 31, 2020. **RESULTS:** In total, 1,007 articles were evaluated. Twenty studies were included in the final analysis. When data were pooled and stratified, the failure rate was significantly higher in the non-guided group (11.3%) compared to the guided group (7.3%). The heterogeneity was statistically significant ($\chi^2 = 12.31$, $P = 0.008$). The risk of bias of implant failure in pooled primary teeth guided种植牙失败率为11.3%和非引导种植牙失败率为12.3%和P=0.008。 **CONCLUSIONS:** Guided种植牙失败率低于非引导种植牙失败率，但失败率仍相当。因此，建议在种植牙治疗中使用种植导板。

* E-mail: obregmonica@gmail.com

Failure rates associated with guided versus non-guided dental implant placement: a systematic review and meta-analysis

Hancy Al-Dabbagh^{1,2}, Sasi Prasad³, Monica Prasad-Obregon⁴

Affiliations + expand

PMID: 344086127 | PMCID: PMC83373900 | DOI: 10.1038/s41405-021-00086-1

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 métodos: Una búsqueda en la literatura fue realizada a través de PubMed, Medline vía 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 colocación 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 más altas en la categoría de colocación a mano libre. El abordaje de colocación de implantes guiados es recomendado para un resultado exitoso.

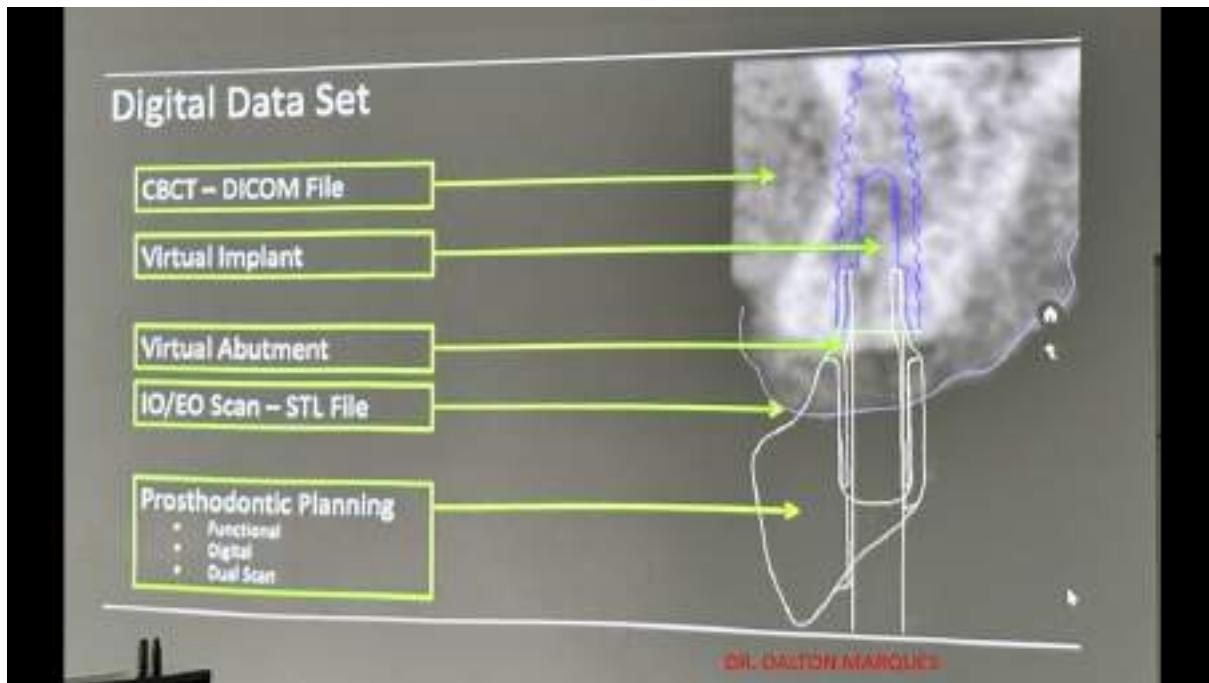
Cirugía Guiada Estática

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

Y para realizarla debemos hacer una planificación: **análoga** (la que usualmente se hace) o **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:

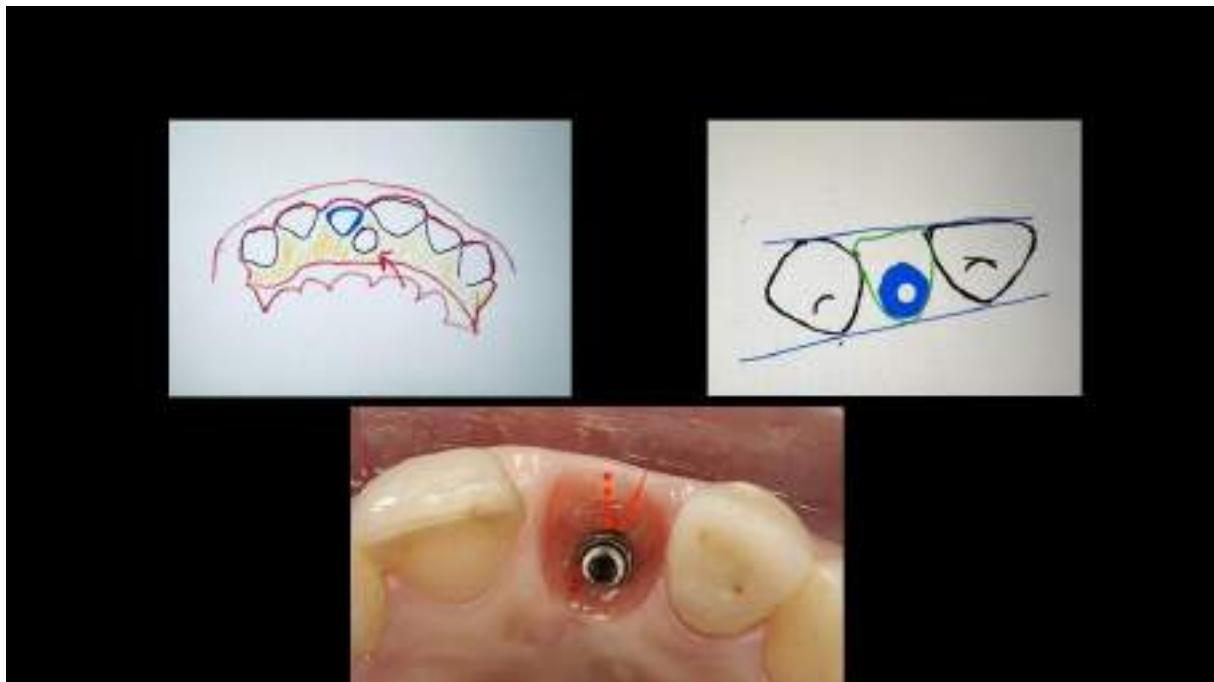
conocimientos que nos permitan ubicar la correcta posición 3D de los implantes y para conseguirlo partimos de cómo va a ser la futura Prótesis.

Donde van estos los dientes que es lo que busca el paciente

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.

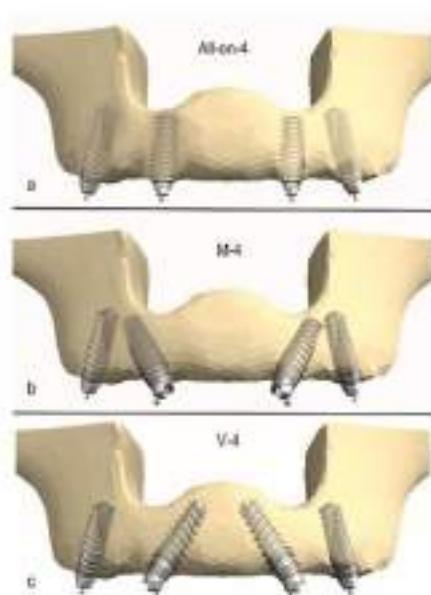
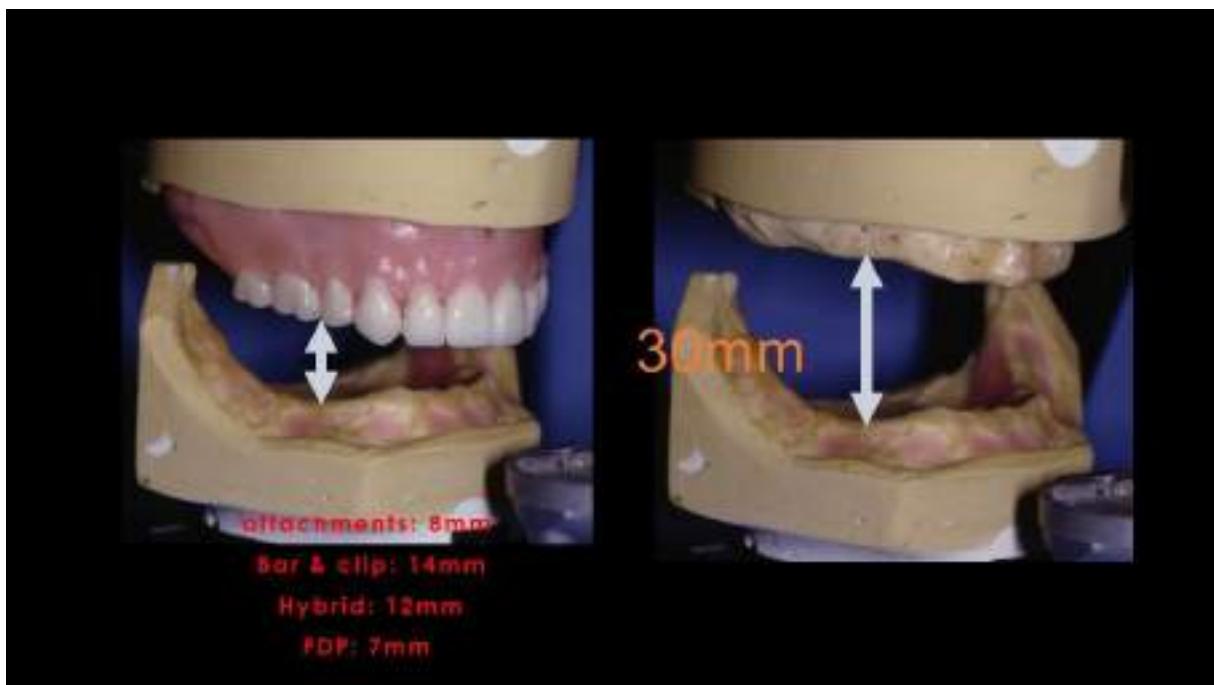


Fig. 2. a. All-on-4 model; b. M-4 model; c. V-4 model.

Posición 3 D - Prótesis

- Cantilever 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





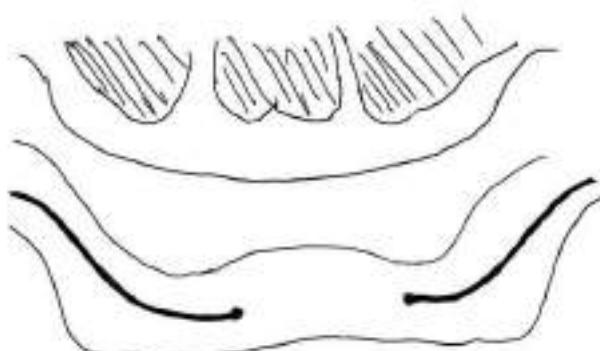
Posición 3D - Prótesis

- Evaluar la DVO, plano bipupilar, línea media, línea de los caminos, plano de campes.
- Eliminar los flancos vestibulares anteriores en las pruebas de los protocolos superiores para evaluar el soporte labial
- La linea 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 .señal 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

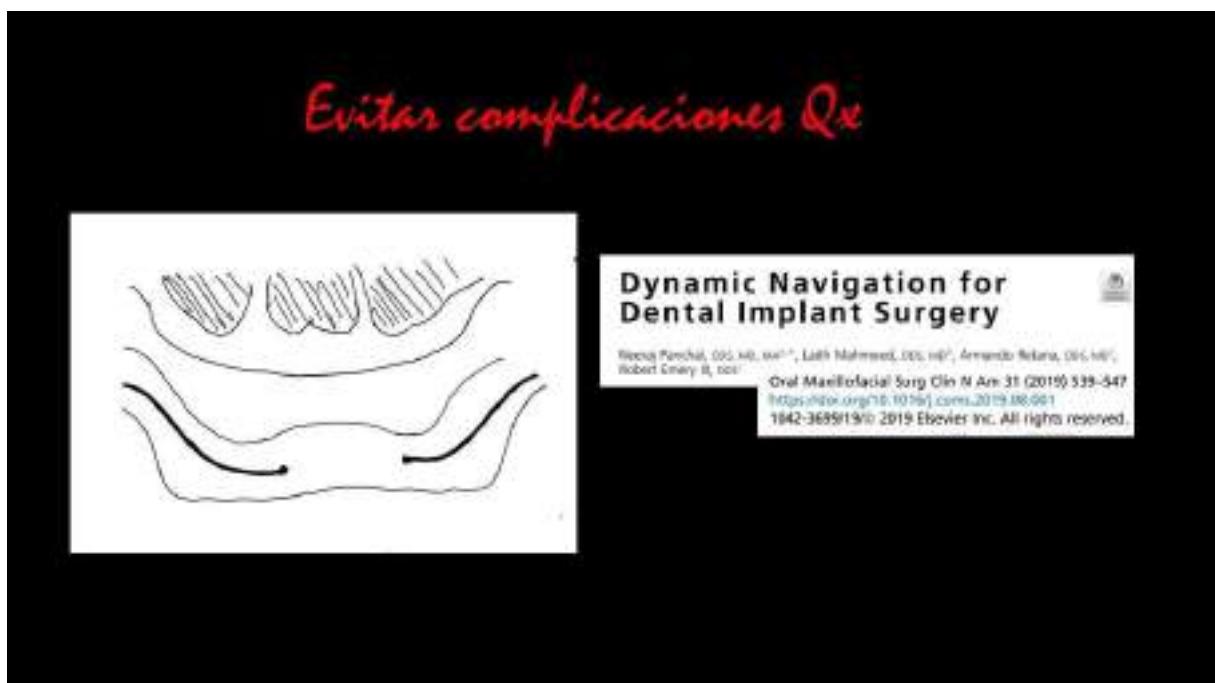


Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

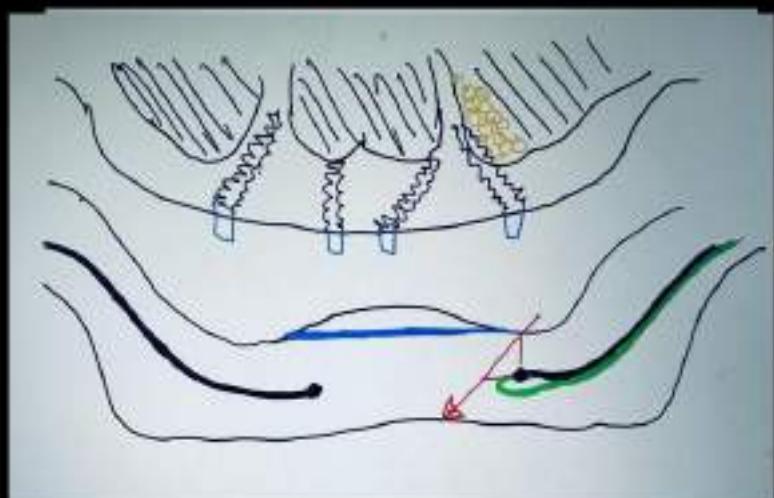
Evaluar tanto cantidad como calidad ósea, permitiéndonos saber si tenemos hueso disponible suficiente o tenemos que hacer algún aumento o regeneración ósea para colocar implantes de longitud y diámetro adecuados a nuestra Planificación.

Posición 3 D - Fronteras Anatómicas

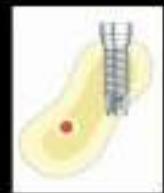
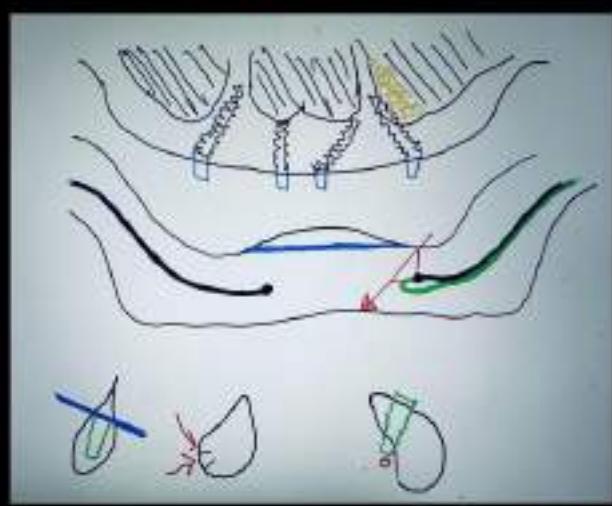
- Al conocer la calidad , pensar si tenemos que sub-fresar para obtener una estabilidad primaria adecuada.
- También de acuerdo al volumen y calidad podremos considerar la osteodensificación.
- Determinaremos la longitud y Diámetros de los implantes



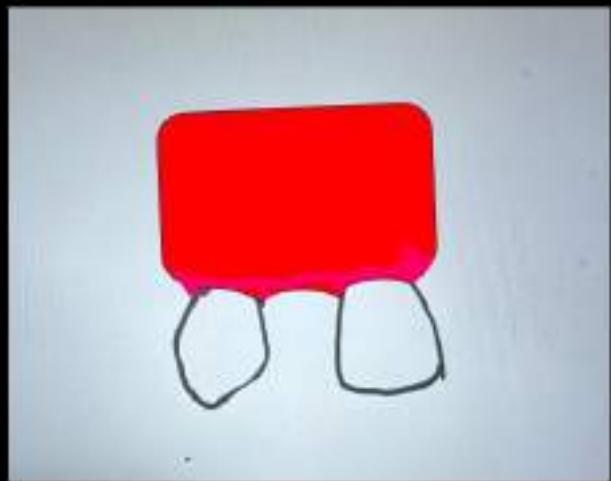
Evitar complicaciones Qx



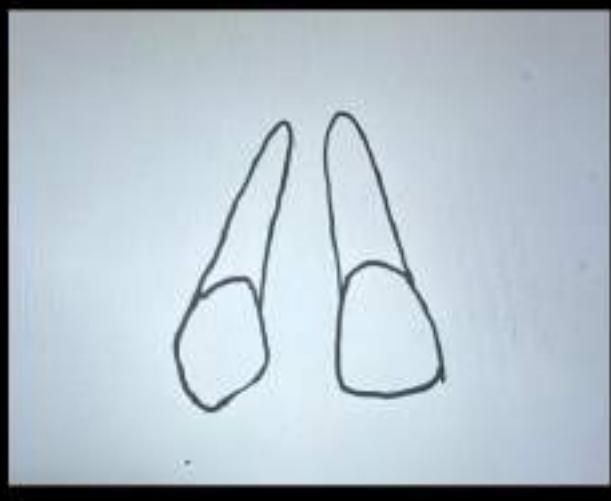
Evitar complicaciones Qx



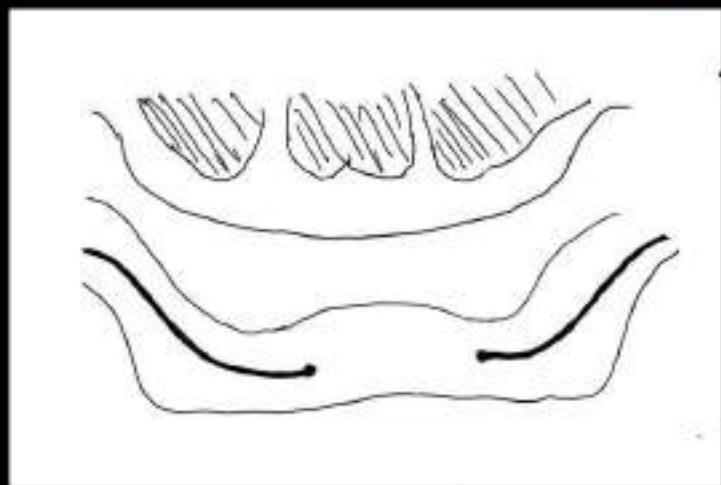
Evitar complicaciones Qx



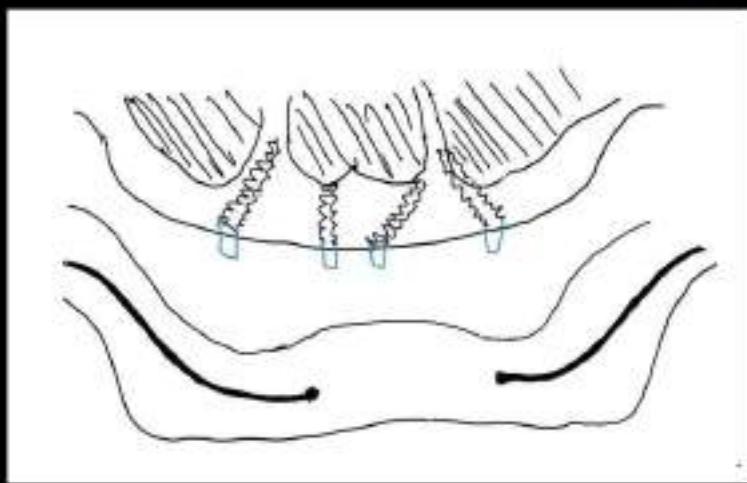
Evitar complicaciones Qx

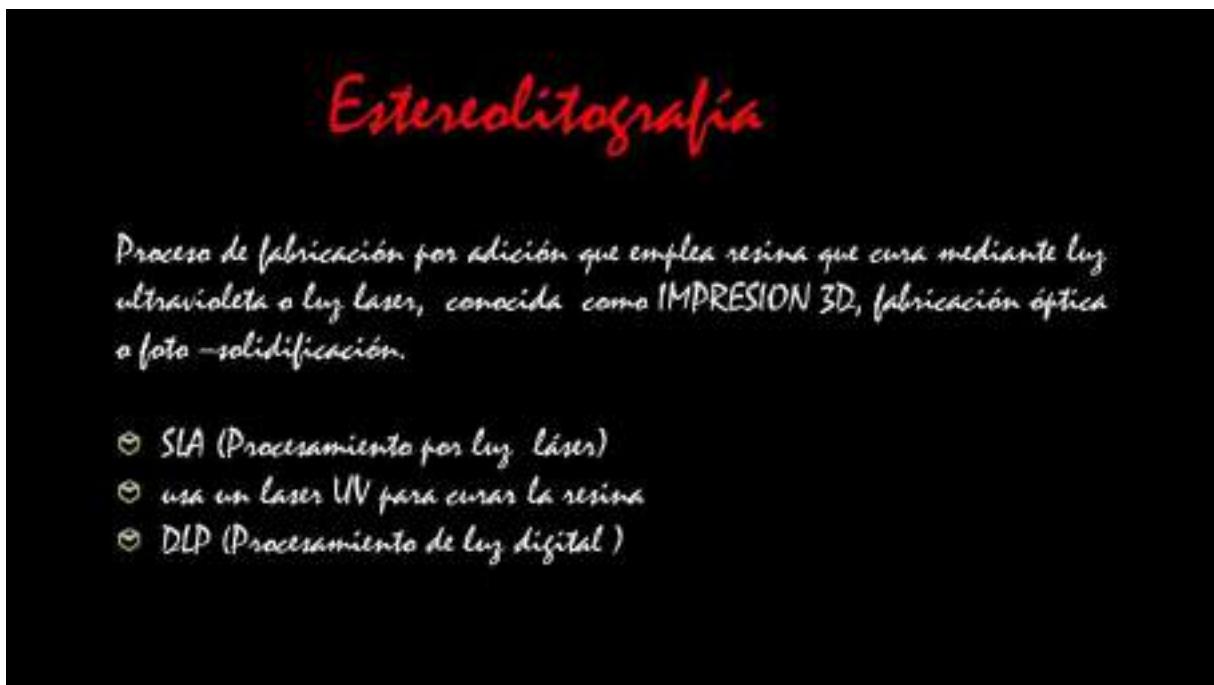


Posición tridimensional 3D del Implante



Posición tridimensional 3D del Implante





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 orales.

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

instrucción



adición



Guías quirúrgicas Estáticas (s CAIS)



Flujo de trabajo en Softwares cd.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 que proporcionan información de los dientes y tejidos blandos

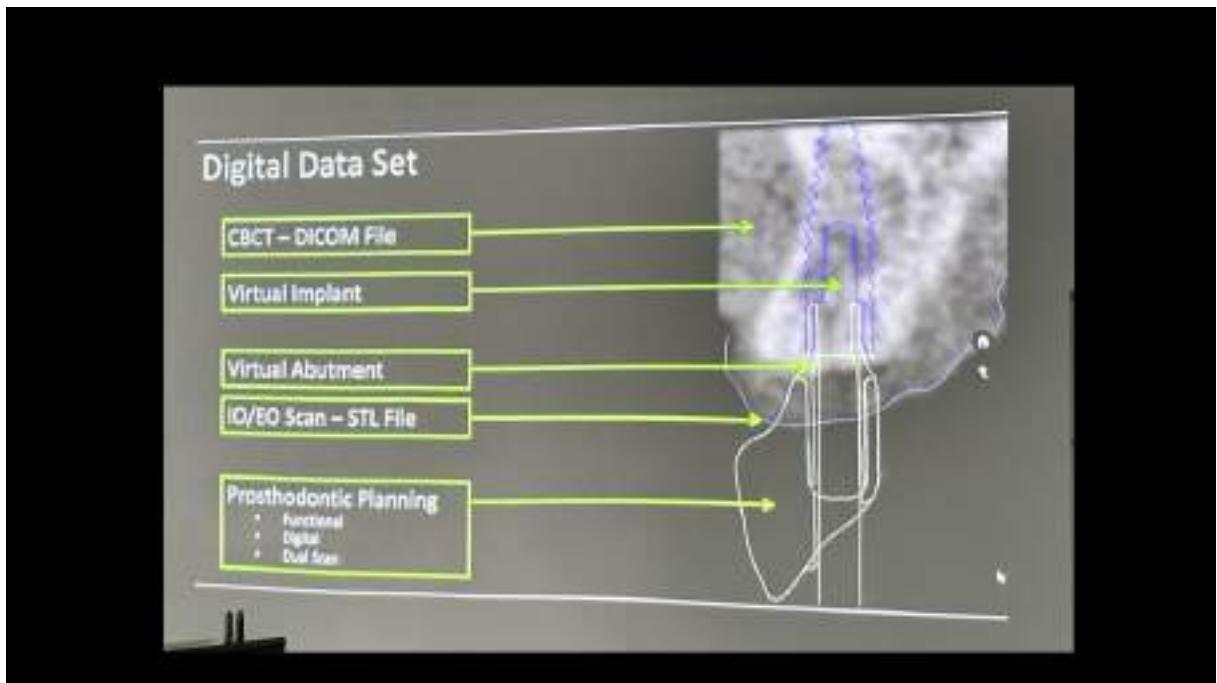
Matching

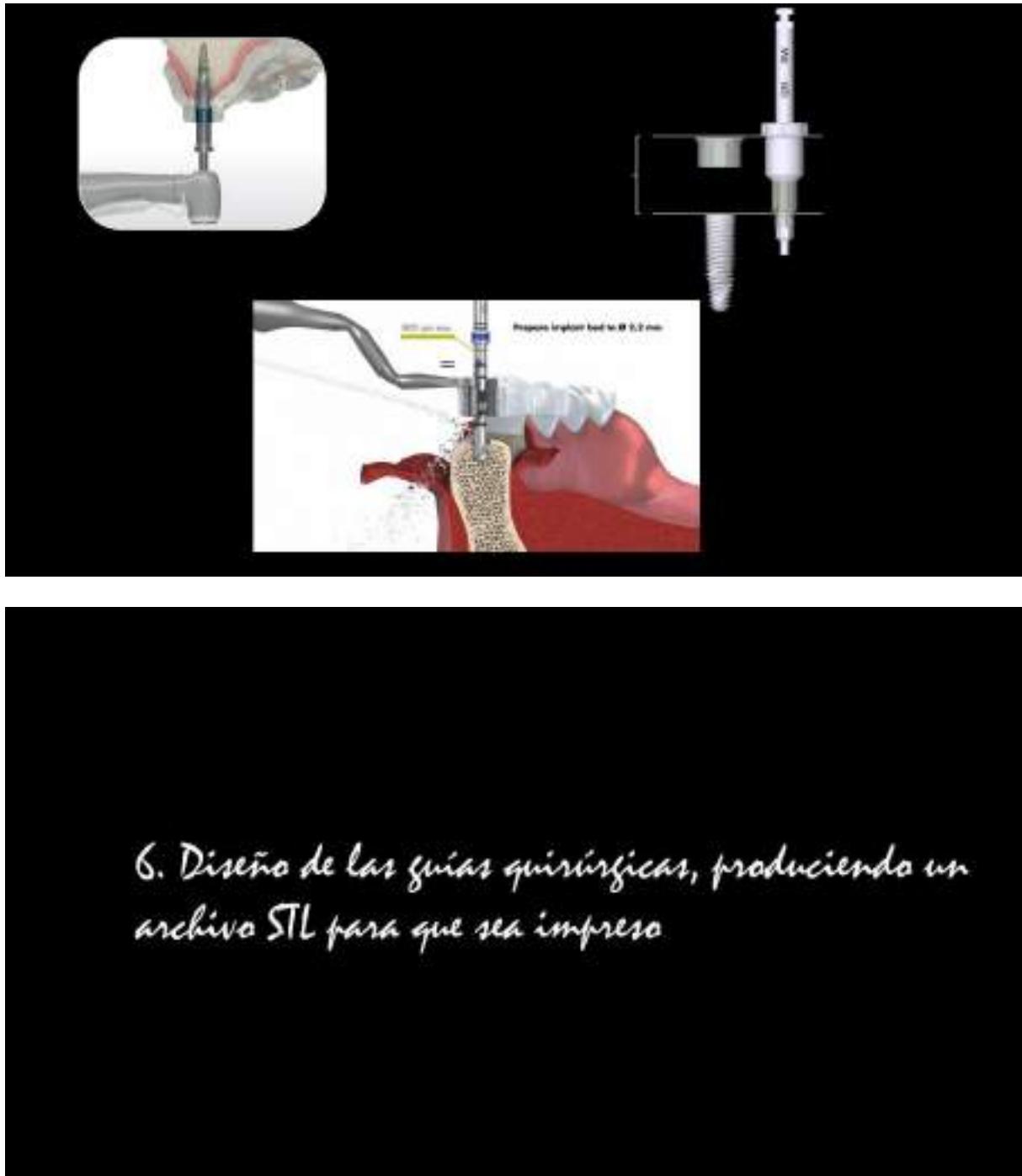
3. Match o alineamiento entre archivos DICOM y STL

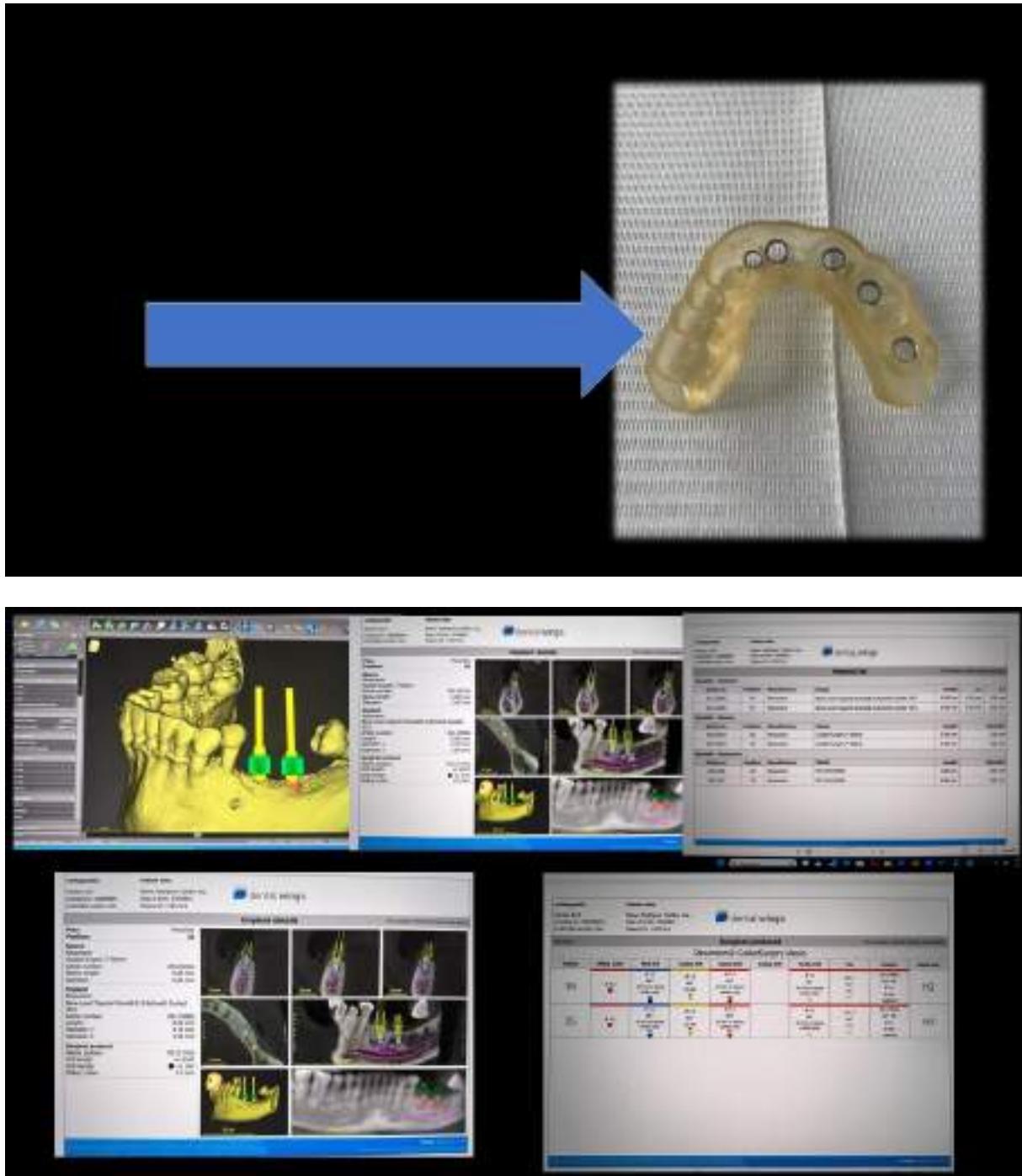
NOTA: Un software compatible hace el diseño virtual de encerado y la futura rehabilitación, o se puede crear un encerado de diagnóstico tradicional y escanearlo para así poder decidir la mejor posición de los implantes : Exocad es el más conocido

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.







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 handle
- One-drill design
- X-vascular isolant system



Neodent easyguide



PREDICTABLE SURGICAL RESULTS

- Fully guided flap preparation with 1-mm depth
- Guided implant insertion
- Minimal soft tissue preservation
- Access to predictable biotype surgery



EFFICIENT TREATMENT PROTOCOLS

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

For internal use only



PATIENT TREATMENT ACCEPTANCE

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

NEODENT
A Vivadent Group Brand



EASYGUIDE INSTRUMENTS

Surgical Kits

GM EasyGuide Surgical Kit for
Narrow/Regular Diameter Implants



21.5x0.5-7.5
L10/11.5/13

10

For internal use only

GM EasyGuide Surgical Kit for
Regular/Wide Diameter Implants



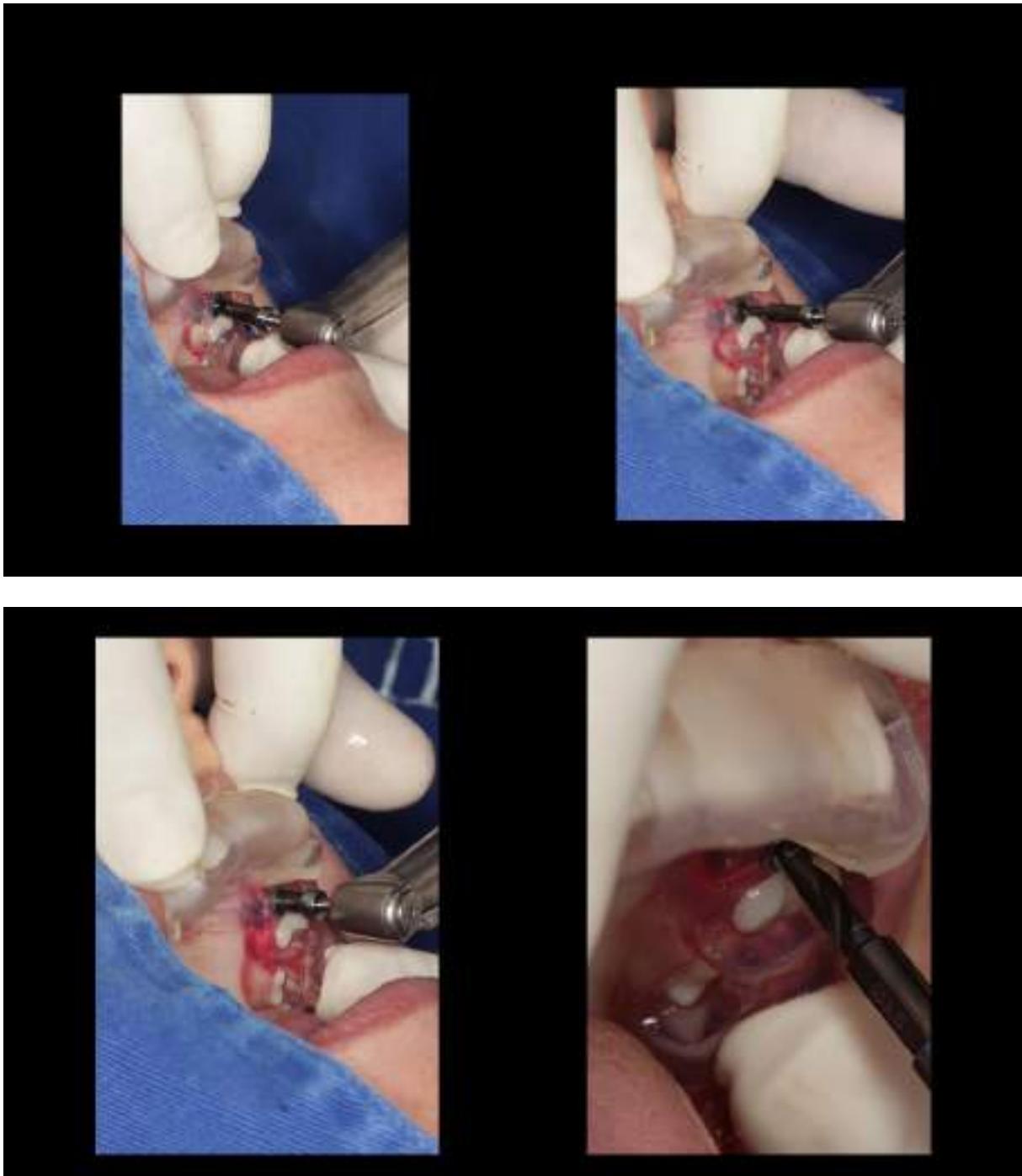
21.5x0.5-7.5
L10/11.5/13

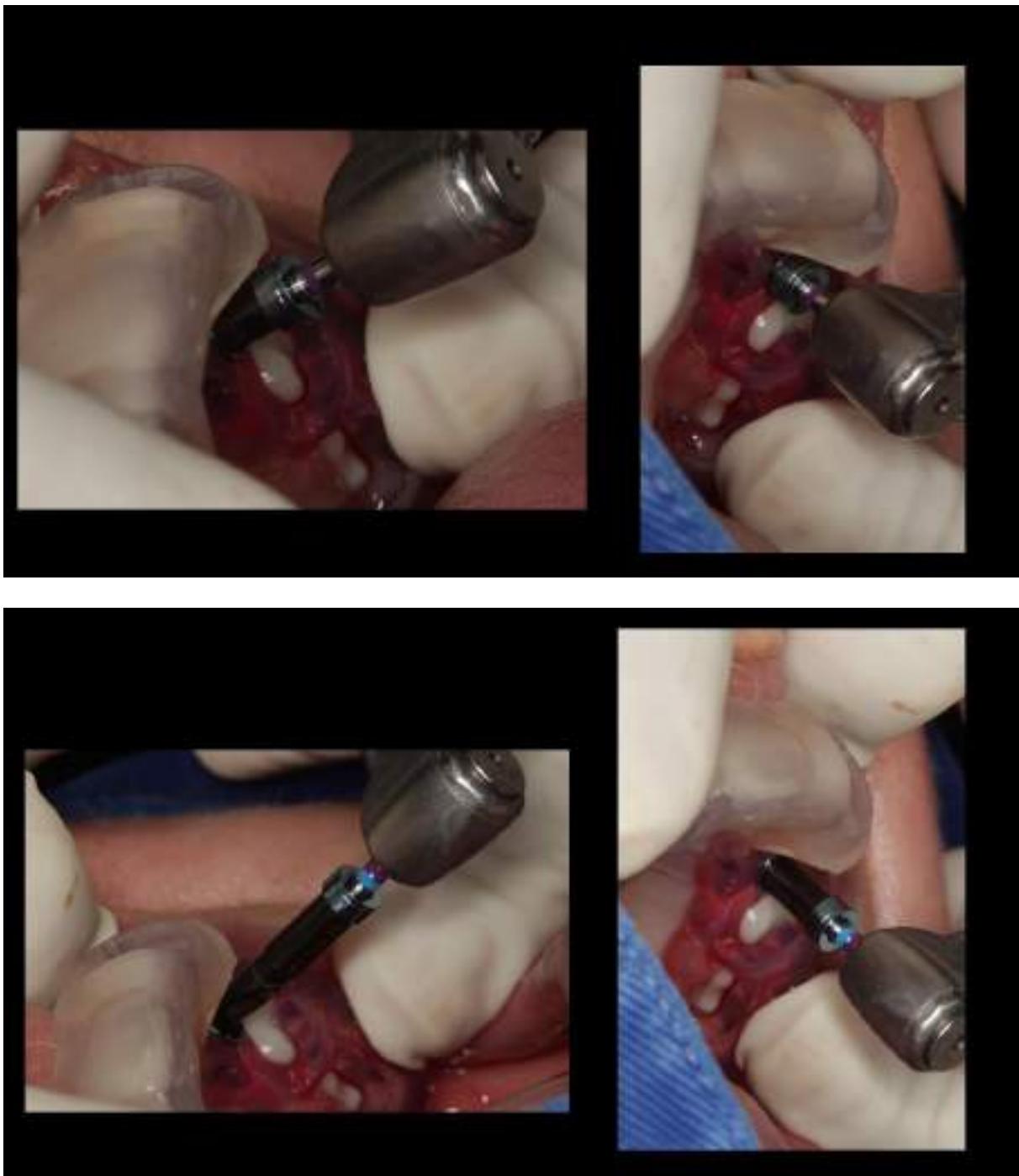
NEODENT
A Vivadent Group Brand

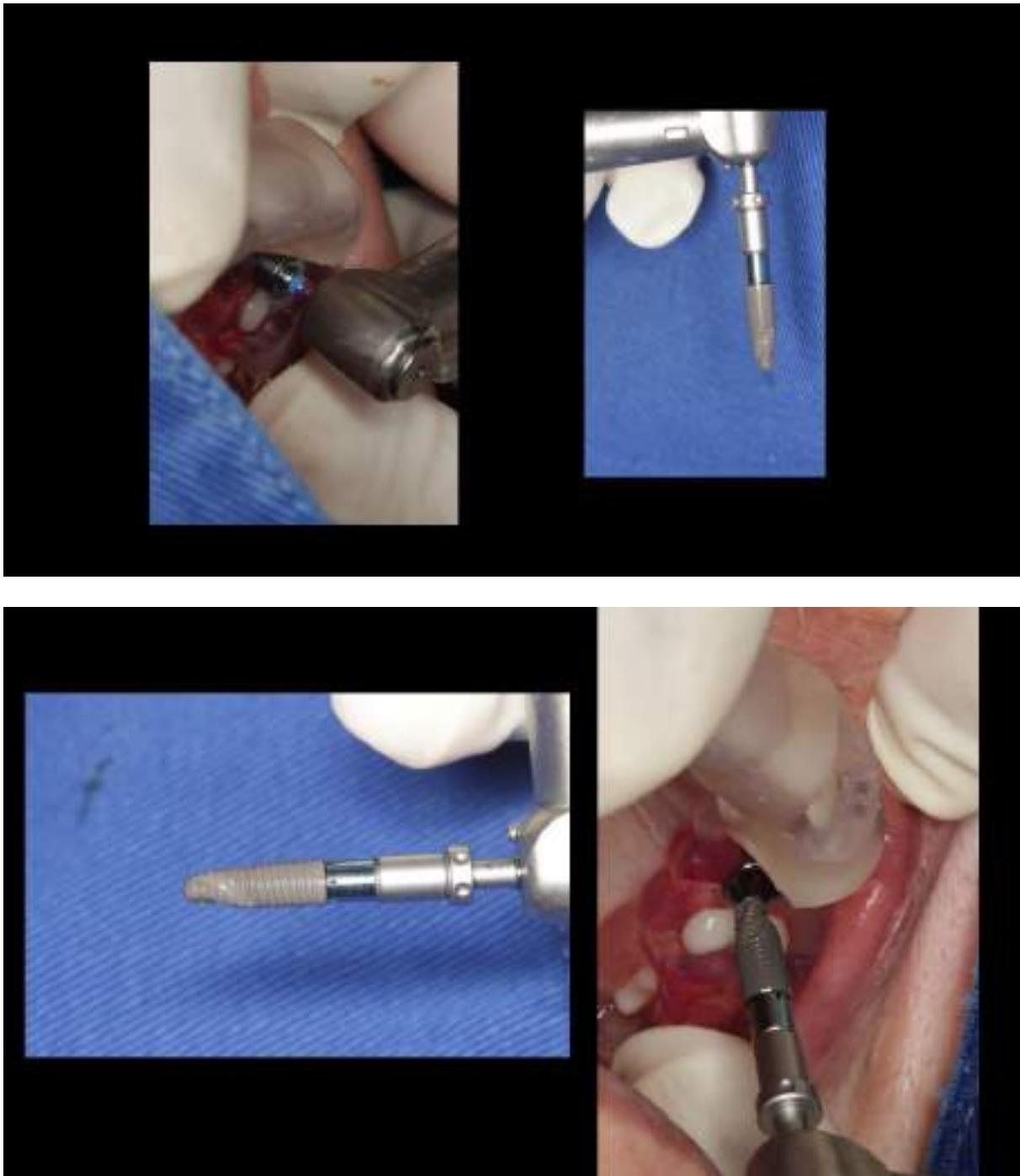
CASO CLINICO EASY GUIDE
ILAPEO





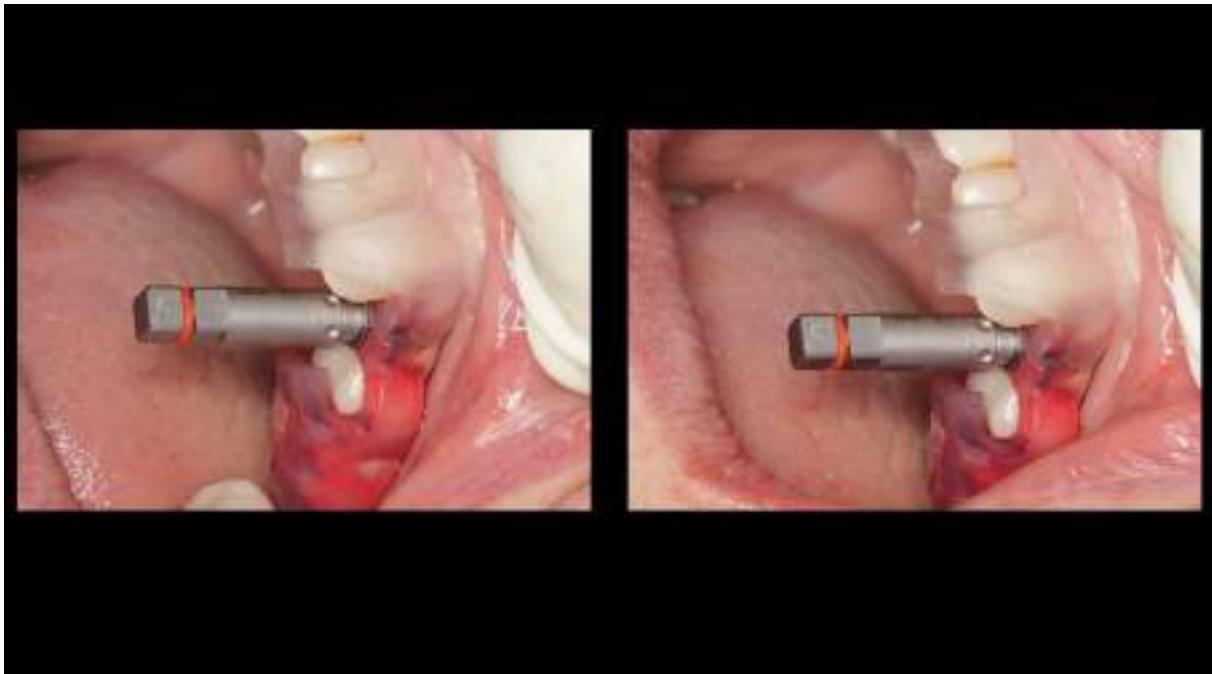


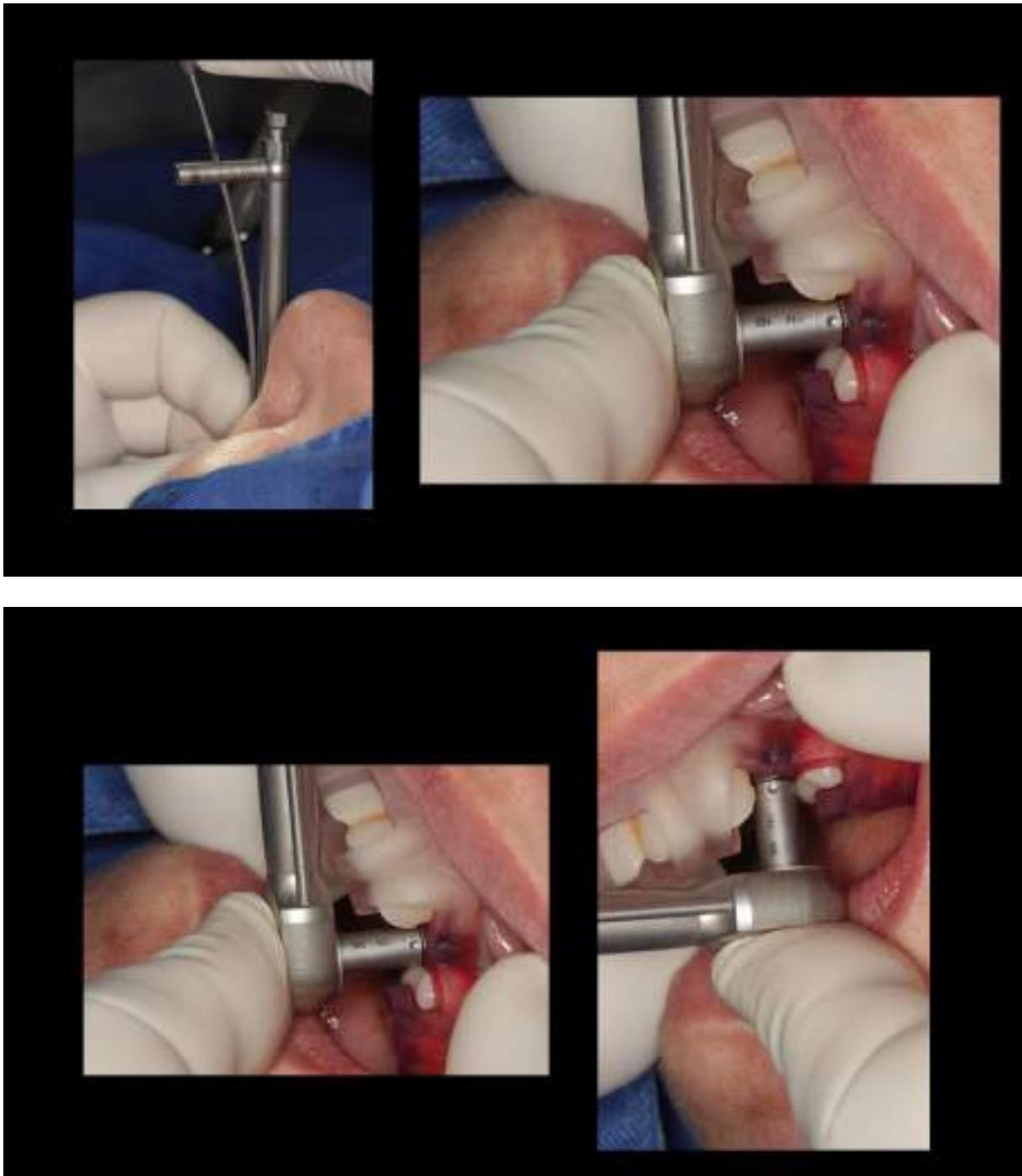




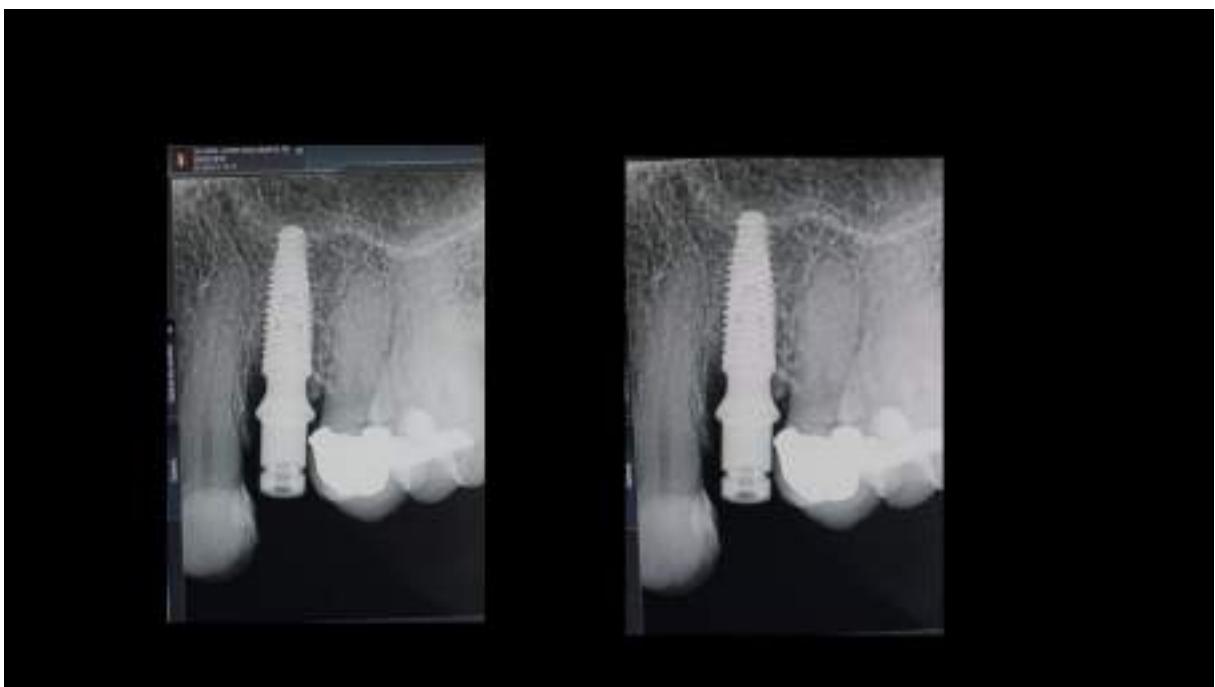
















Muchas Gracias