



Erton Massamitsu Miyasawa

**Avaliação do posicionamento de implantes em 2 técnicas de reabilitação de
maxilas atróficas com 4 implantes osseointegráveis: uma análise de
elementos finitos**

CURITIBA
2020

Erton Massamitsu Miyasawa

Avaliação do posicionamento de implantes em 2 técnicas de reabilitação de
maxilas atroficas com 4 implantes osseointegráveis: uma análise de elementos
finitos

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO
como parte dos requisitos para obtenção de título
de Mestre em Odontologia com área de
concentração em Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Marques
Padovan

CURITIBA
2020

Erton Massamitsu Miyasawa

Avaliação do posicionamento de implantes em 2 técnicas de reabilitação de maxilas atroficas
com 4 implantes osseointegráveis: uma análise de elementos finitos

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Ricardo Kleiner Ciantelli
Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas

Aprovado em: 02/09/2020

Sumário

1. Artigo científico 1	5
2. Artigo científico 2.....	28

1. Artigo científico 1

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

AVALIAÇÃO DO POSICIONAMENTO DE IMPLANTES EM 2 TÉCNICAS DE REABILITAÇÃO DE MAXILAS ATRÓFICAS COM 4 IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS: UMA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

**Erton Massamitsu Miyasawa¹
Rafael Calixto Salatti²
Larissa Carvalho Trojan³
Luis Eduardo Marques Padovan⁴**

¹ Aluno Mestrado Faculdade ILAPEO

² Aluno Mestrado Universidade Positivo

³ Mestre e Doutora UFMG

⁴ Mestre e Doutor Faculdade ILAPEO

RESUMO

A reabilitação de maxilas atróficas com implantes dentais ainda é considerada um desafio entre os implantodontistas, devido a baixa quantidade e qualidade óssea e presença de estruturas anatômicas limitantes (como o seio maxilar pneumatizado e cavidade nasal). A utilização de implantes longos e inclinados trouxe uma perspectiva de tratamento mais previsível e eficaz, posicionando o implante em áreas de ancoragem mais distantes, aumentando o contato osso-implante e consequentemente a sua estabilidade primária. Por meio de uma análise de elementos finitos, investigamos as características estruturais biomecânicas de duas reabilitações de maxilas atróficas com quatro implantes. A primeira técnica estudada (Grupo 1) é conhecida por dispor os dois implantes anteriores axialmente e os dois posteriores inclinados, tangenciando a parede anterior do seio maxilar em direção ao pilar canino, com a intenção de ancoragem e possibilitar a diminuição do cantilever da reabilitação protética, e a outra técnica (Grupo 2), caracteriza-se pela disposição dos quatro implantes inclinados em forma de “M”. Foi avaliado se existem diferenças significantes entre as duas técnicas, com relação a distribuição de forças na infraestrutura metálica, nos implantes osseointegráveis, no osso circundante, nos componentes e parafusos protéticos, considerando que no Grupo 1 são utilizados implantes anteriores mais curtos instalados axialmente, e no Grupo 2, implantes anteriores mais longos dispostos de forma inclinada. Apesar dos resultados obtidos sugerirem que o Grupo 2 representa uma configuração com melhor distribuição biomecânica comparado ao Grupo 1, concluímos que as duas técnicas representam alternativas de tratamentos viáveis e seguras para reabilitação de maxilas atróficas.

Palavras-chave: Maxila Atrófica; Análise de Elementos Finitos; Implantes Inclinados.

ABSTRACT

Rehabilitation of atrophic maxilla with dental implants is still considered a challenge among implantodontists, due to low bone quantity and quality and presence of limiting anatomical structures (such as the pneumatized maxillary sinus and nasal cavity). The use of long and inclined implants brought a more predictable and effective treatment perspective, positioning the implant in more distant anchorage areas, increasing bone-implant contact and consequently its primary stability. Through a finite element analyses, we investigated the biomechanical structural characteristics of two atrophic maxilla rehabilitations with four implants. The first technique studied (Group 1) is known to have the two anterior implants axially and the two posterior implants inclined, tangling the anterior wall of the maxillary sinus towards the canine pillar, with the intention of anchoring and enabling the reduction of the cantilever of prosthetic rehabilitation, and the other technique (Group 2), is characterized by the disposition of the four implants inclined in the form of "M". It was evaluated whether there are significant differences between the two techniques, with regard to the distribution of forces in the metal infrastructure, in osseointegrated implants, in the surrounding bone, in the prosthetic components and screws, considering that in Group 1 shorter anterior implants installed axially are used, and in Group 2, longer anterior implants arranged inclined. Although the results obtained suggest that Group 2 represents a configuration with better biomechanical distribution compared to Group 1, we conclude that the two techniques represent alternatives of viable and safe treatments for rehabilitation of atrophic maxilla.

Keywords: Atrophic Maxilla; Finite Element Analysis; Tilted Implants.

INTRODUÇÃO

A diminuição dos rebordos residuais alveolares é considerada uma das doenças mais importantes que ocorre na cavidade oral e afetam milhões de pessoas edêntulas ao redor do mundo. Trata-se de uma doença progressiva, irreversível, crônica e provavelmente de origem multifatorial(1). As maxilas atróficas apresentam uma reabsorção do rebordo alveolar, pneumatização dos seios maxilares, presença da cavidade nasal, qualidade óssea tipo 3 ou 4 (segundo classificação de Lekholm e Zarb, 1985), impossibilitando a instalação de implantes osseointegráveis segundo técnicas convencionais(2). Tem sido descrito na literatura variadas técnicas de reabilitação para as maxilas atróficas com implantes osseointegráveis, onde abordam o levantamento de seio maxilares com enxerto ósseo(3,4), implantes curtos(5), fixações zigomáticas(6–8), implantes inclinados com o intuito de desviar das estruturas anatômicas limitantes e buscar a fixação em pilares ósseos, utilizando por exemplo técnicas como a configuração M-4(9) e implantes pterigoides(10,11).

Há mais de quatro décadas atrás (1978), acreditava-se biomecanicamente que os

implantes deveriam ter pelo menos 10 mm de altura dentro do osso para manter suficiente osseointegração e serem instalados perpendicularmente às forças oclusais, caso contrário, acreditavam que haveria perda óssea e até “des-osseointegração”. Associado a esses conceitos intuitivos, análises biomecânicas concluíram que a distribuição dos implantes era mais importante que a quantidade de implantes instalados. Com o advento do aumento ósseo através de enxertos, implantes começaram a ser utilizados na região de maxila posterior, evitando assim reabilitações com cantilevers. Porém, como os locais que possuem enxerto ósseo possuem características biomecânicas inferiores ao osso nativo, recomendava-se então a utilização de implantes mais longos e em maior quantidade nas regiões posteriores de maxila. Seguindo esses conceitos, o planejamento cirúrgico protético deveria ser baseado em uma quantidade e altura maior dos implantes (6 a 8 implantes, ou mais), alinhados axialmente sempre que possível, mantendo uma distribuição ântero-posterior adequada para evitar as reabilitações com cantilevers(12). Após essa época, novas técnicas cirúrgicas foram surgindo e esses conceitos intuitivos começaram a perder força. O conceito “*All-on-Four®*” foi introduzido por meio de análises biomecânicas e técnicas avançadas, onde concluíram que o quinto e sexto implantes na reabilitação de maxilas poderiam ser desnecessários em termos de suporte mecânico(13).

A utilização de implantes inclinados foi descrito por Mattsson *et al.*, em 1999, num estudo onde avaliaram a instalação de 86 implantes (axiais e inclinados) em quinze pacientes, com acompanhamento em média de 45 meses(14). Nesse estudo, apenas um implante foi perdido, e não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre as duas técnicas de instalação de implante. Concluíram que a instalação de implantes inclinados, é considerada uma técnica segura e eficaz na reabilitação de maxilas desdentadas, como alternativa aos tratamentos baseados em reconstrução óssea, que requerem maior tempo, custo e morbidade do paciente.

Peñarrocha-Oltra *et al.*(2013), por meio de uma revisão de literatura, baseada em evidências sobre o uso de implantes inclinados na reabilitação de pacientes com atrofia maxilar,

revisaram estudos de 1999 a 2010 em pacientes com maxila atrófica reabilitados com implantes inclinados. Treze estudos foram incluídos, e relatam um total de 782 inclinados e 666 implantes axiais em 319 pacientes. Taxas de sucesso foram de 91,3% para 100% para os implantes axiais e de 92,1% para 100% para os implantes inclinados. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em nenhum dos estudos. Nenhuma complicação cirúrgica e apenas pequenas complicações protéticas foram relatadas. Alta satisfação dos pacientes foi encontrada com todos os tipos de prótese (prótese total, prótese parcial fixa, e sobredentaduras) colocada sobre os implantes inclinados(2). A literatura sobre implantes inclinados mostra que implantes colocados com esta técnica, usados sozinhos e combinada com implantes axiais, e reabilitado com diferentes opções de próteses têm altas taxas de sucesso, complicações mínimas e alta satisfação do paciente(14–16).

Segundo Maló *et al.* (2003 e 2005), o implante em função imediata tornou-se uma modalidade de tratamento viável para restaurações fixas em mandíbula edêntulas, contudo, considera-se que a experiência da função imediata em maxila edêntula ainda é limitada. Nesse estudo(2005), avaliaram um protocolo para função imediata (dentro de 3 horas) de quatro implantes (*All-on-Four*®, a Nobel Biocare® AB, Gotemburgo, Suécia), dois implantes instalados axialmente e dois implantes posteriores inclinados tangenciando a parede anterior do seio maxilar, suportando uma prótese fixa na maxila completamente desdentada. Este estudo retrospectivo clínico incluiu 32 pacientes com 128 implantes imediatamente carregados (Brånemark System® TiUnite, Nobel Biocare AB) com próteses totais fixas provisórias em resina acrílica. O nível do osso marginal foi, em média, 0,9 milímetros da junção implante/pilar após 1 ano. Concluíram que a taxa de sobrevivência do implante cumulativa alta indica que o conceito de função imediata para maxilares completamente desdentados pode ser um conceito viável(13,17).

Jensen *et al.* (2009a), apresentaram uma nota técnica e relato de três casos clínicos com tratamento de reabilitação com quatro implantes de maxilas altamente reabsorvidas. A utilização de 4 implantes angulados (implantes dispostos em forma de “M” denominado técnica M-4), colocado no máximo 30° fora do eixo, que envolveram o osso da parede lateral nasal fornecendo alto torque de fixação para instalação de prótese provisória imediata. A técnica é proposta como uma alternativa ao enxerto sinusal e para uso com vários implantes ou implante zigomático. A abordagem de implantes inclinados oferece uma vantagem mecânica significativa, não apenas pelo comprimento do implante e maior ancoragem, mas também pela área de superfície em contato com o osso, tanto na região de crista alveolar quanto na parede nasal lateral. Nessa configuração de distribuição dos implantes em formato de “M”, os implantes são bem distribuídos e em direções opostas, oferecendo maior vantagem mecânica que implantes dispostos paralelamente. Essa estratégia de tratamento busca obter maior estabilidade do implante, diminuindo a morbidade e custo com reconstruções através de enxertos ósseos e múltiplos implantes. É uma alternativa aos implantes curtos e fixações zigomáticas. No ponto de vista protético, o tratamento continua ser padronizado e simplificado, porque os pilares angulados fornecem um esquema restaurador de prótese padrão que podem ser facilmente tratados(12).

A análise de elementos finitos é uma técnica matemática que tem sido extremamente aplicada na engenharia e mecânica estrutural. Pois tornou a representação das forças possível, sendo um método útil para prever o desempenho biomecânico dos implantes dentais e representar a maneira como um componente é submetido a um determinado carregamento. É indicada para analisar a tensão dos materiais estruturais utilizados em qualquer objeto. A análise por elementos finitos (AEF) é utilizada para determinar os valores de tensão de tração (σ_{max}), compressão (σ_{min}) e cisalhamento (τ) para o tecido ósseo (osso cortical e medular) e os valores de deformação máxima (ϵ_{max}) e da tensão de Von Mises (σ_M) para os implantes e

componentes. Tem sido utilizada na odontologia desde a década de 70, para avaliar a estrutura dental e materiais utilizados nas restaurações(18,19).

Avaliamos por meio dessa análise de elementos finitos a existência de diferenças significantes entre as duas técnicas de reabilitação de maxilas atroficas. A primeira técnica estudada (Grupo 1) é conhecida por dispor os dois implantes anteriores axialmente e os dois posteriores inclinados, tangenciando a parede anterior do seio maxilar em direção ao pilar canino, com a intenção de ancoragem e possibilitar a diminuição do cantilever da reabilitação protética, e a outra técnica (Grupo 2), caracteriza-se pela disposição dos quatro implantes inclinados em forma de “M”. Foi avaliado se existem diferenças significantes entre as duas técnicas, com relação a distribuição de forças na infraestrutura metálica, nos implantes osseointegráveis, no osso circundante, nos componentes e parafusos protéticos, considerando que no Grupo 1 são utilizados implantes anteriores mais curtos instalados axialmente, e no Grupo 2, implantes anteriores mais longos dispostos de forma inclinada.

MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo de maxila atrofica utilizado para o desenvolvimento deste estudo foi gerado a partir de um arquivo DICOM de uma tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), proveniente do arquivo de prontuários da Faculdade ILAPEO- Curitiba, sendo que nenhuma outra informação adicional desse paciente foi considerada (FIGURA 1).

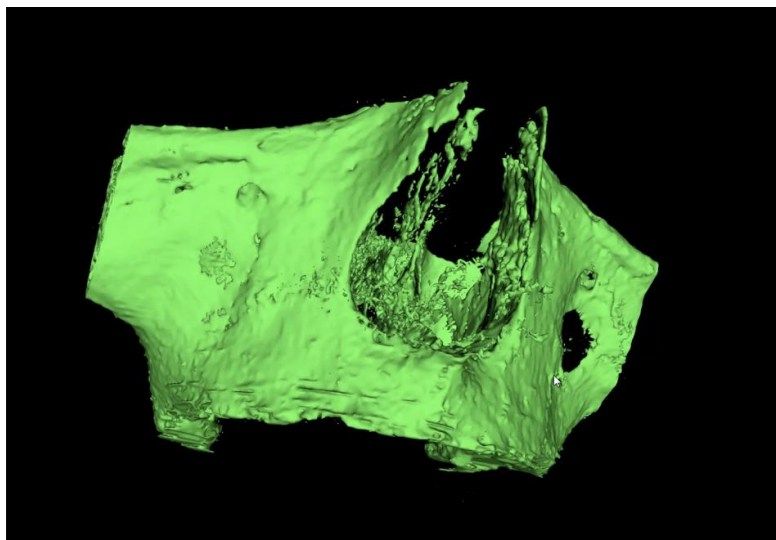


FIGURA 1. Modelo 3D desenvolvido por software Invesalius CTI Renato Archer- Campinas SP-Brasil, com base em tomografia computadorizada tipo cone beam

Com o objetivo de padronização e diminuição de variáveis, utilizamos o mesmo modelo para a simulação das duas técnicas de reabilitação, permitindo analisar exclusivamente os efeitos da inclinação dos implantes em cada técnica. O presente estudo foi realizado através de modelos tridimensionais, desenvolvidos e agrupados em *software* de desenho assistido por computador (CAD), Autodesk Inventor Professional (2013, San Rafael, Califórnia, EUA) (FIGURAS 2, 3, 4 e 5), e as análises de elementos finitos realizadas com o auxílio do FEMAP (FEMAP with NX Nastran, v11.3.2 64-bits , Siemens, Texas, EUA).

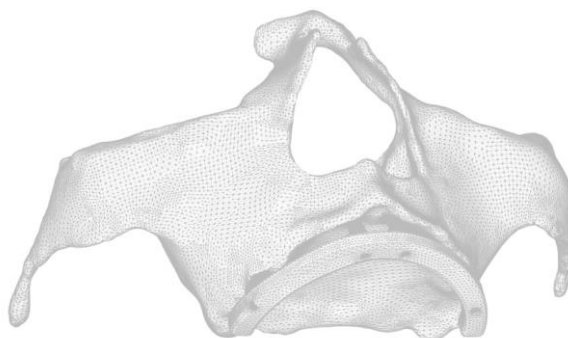


FIGURA 2. Grupo1. Elemento tetraedro Tet 10. 506030 nós e 2429360 elementos

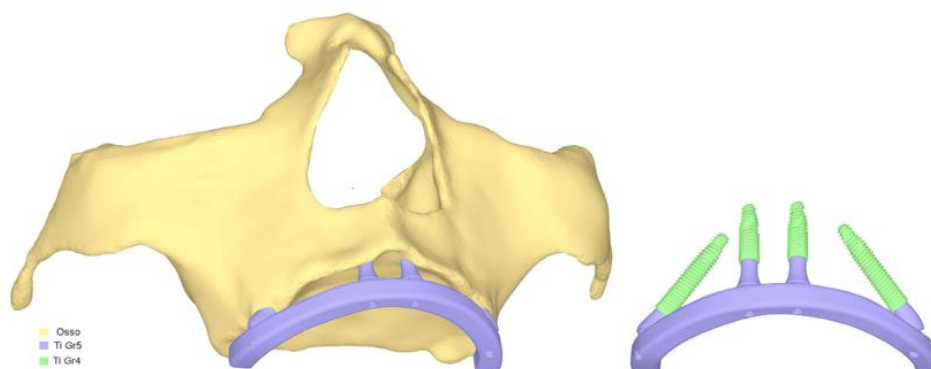


FIGURA 3. Modelo 3D da reabilitação do Grupo 1, desenvolvido através de *software* Autodesk Inventor Professional (2013, San Rafael, Califórnia, EUA)

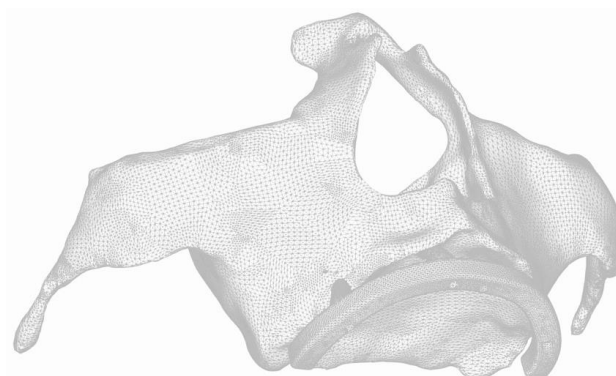


FIGURA 4. Grupo 2. Elemento tetraedro Tet 10. 307378 nós e 1457790 elementos

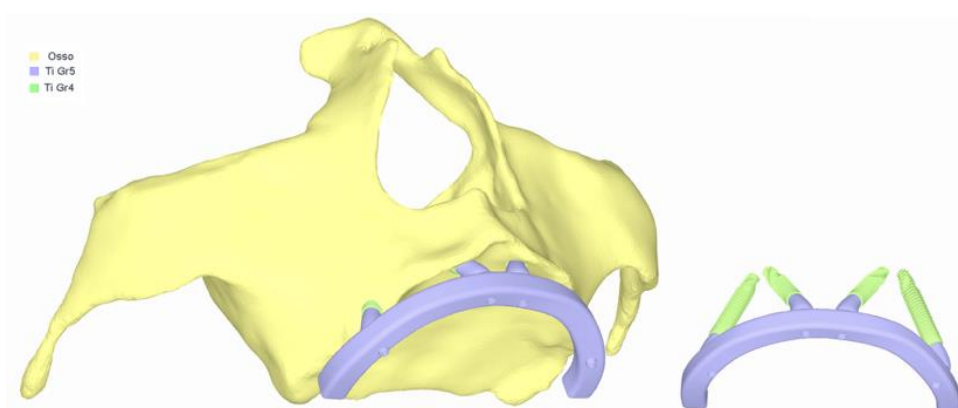


FIGURA 5. Modelo 3D da reabilitação com a técnica do Grupo 2, desenvolvido através de *software* Autodesk Inventor Professional (2013, San Rafael, Califórnia, EUA)

O comprimento do cantilever distal utilizado nas duas técnicas de reabilitação foi de 12 milímetros (20). E para a análise de elementos finitos foram considerados três tipos de materiais: osso tipo II, titânio grau IV (implante osseointegrável) e titânio grau V (barra

metálica, componentes e parafusos protéticos). Todos materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O módulo de elasticidade é definido como a relação entre a tensão e deformação do material, indicando sua rigidez. E, coeficiente de Poisson, refere-se ao valor absoluto da relação do efeito de carga entre a deformação transversal e longitudinal em um eixo de tração axial (TABELA 1).

TABELA 1 - Propriedades mecânicas dos materiais considerados na análise de elementos finitos

Propriedades dos materiais				
Material	Módulo de elasticidade (MPa) - Rigidez	Tensão de escoamento(MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso Medular tipo II	5500	170 (Compressão)	0,3	Tada <i>et al.</i> (2003) (21), Almeida <i>et al.</i> (2010)(22)
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 <i>et al.</i> (22)	
Implante x componente x Parafuso x barra	Atrito	0,2	Haack <i>et al</i> (1995) Lang <i>et al.</i> (2003)(23)	

Para não interferir na distribuição de tensões na região de interesse, o modelo foi fixado na região posterior no modelo (na extremidade do arco zigomático e na região posterior do osso esfenóide)(FIGURA6).

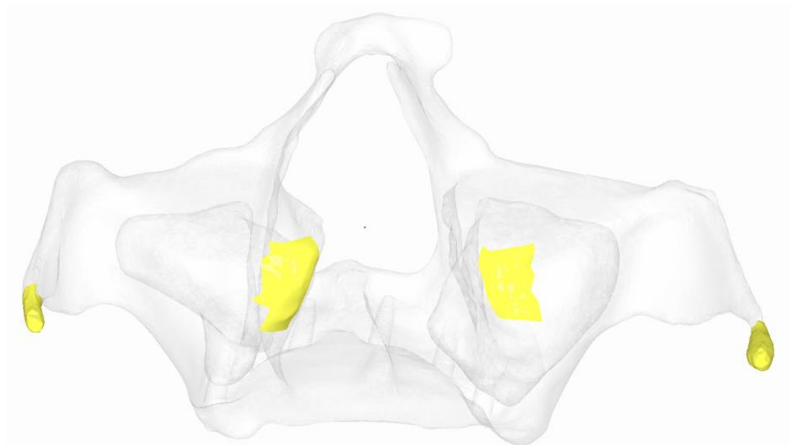


FIGURA 6. Condições de contorno (fixação do modelo)

Os grupos foram divididos e analisados da seguinte forma:

- Grupo 1: instalação de 4 implantes Helix GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil), sendo dois implantes axiais anteriores, de 3,75mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, com mini pilares retos de 5,5 mm de transmucoso, e dois implantes inclinados posteriores (tangenciando a parede anterior do seio maxilar), de 3,75mm de diâmetro e 18 mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5 mm de transmucoso. (TABELA 2)

TABELA 2- Medidas dos implantes e componentes utilizados no Grupo 1

	Diâmetro(mm)	Comprimento (mm)	Angulação Mini pilar	Transmucoso (mm)
Anterior	3,75	11,5	retos	5,5
Posterior	3,75	18,0	30°	3,5

- Grupo 2: instalação de 4 implantes Helix GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil), sendo 2 implantes inclinados anteriores (em direção ao pilar canino), de

3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5 mm de transmucoso, e dois implantes inclinados posteriores (tangenciando a parede anterior do seio maxilar), de 3,75mm de diâmetro e 18mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5mm de transmucoso.(TABELA 3).

TABELA 3- Medidas dos implantes e componentes utilizados do Grupo 2

	Diâmetro(mm)	Comprimento (mm)	Angulação Mini pilar	Transmucoso (mm)
Anterior	3,75	13	30°	3,5
Posterior	3,75	18,0	30°	3,5

Em todos modelos simulados na análise de elementos finitos, a carga será de 100N, perpendicular a barra metálica, de cada lado, totalizando 200N. Que representará as forças oclusais na região posterior, que corresponde a um valor superestimado obtido através de estudos clínicos onde a força máxima de mastigação em pacientes edêntulos após a reabilitação com implantes dentais, alcançam valores médios de 172,48 N (FIGURAS 7 e 8) (25).

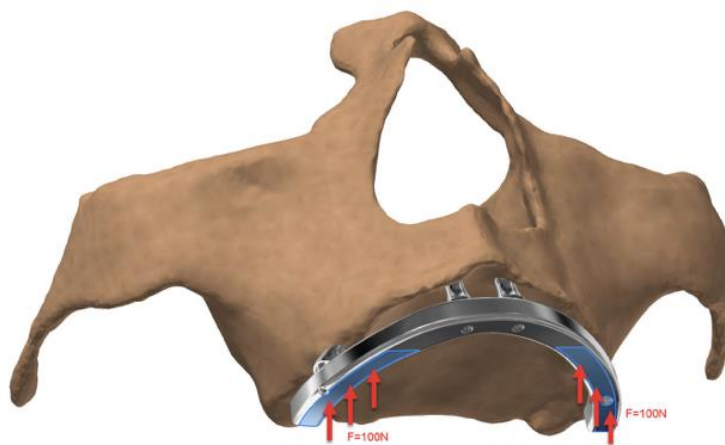


FIGURA 7. Grupo 1. Representação das forças oclusais na região posterior da barra, equivalente a 100N de cada lado.

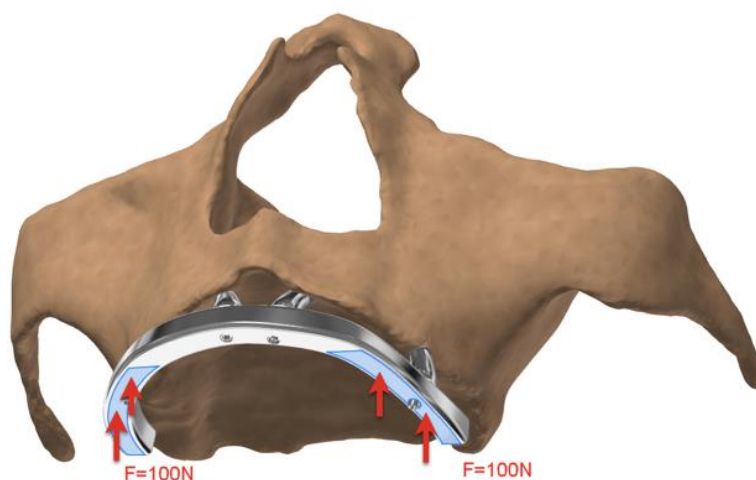


FIGURA 8. Grupo 2. Representação das forças oclusais na região posterior da barra, equivalente a 100N de cada lado.

RESULTADOS

Comparando os resultados das análises de elementos finitos (AEF), realizados nas duas configurações de tratamento de maxilas atroficas (Grupo 1 e Grupo 2), as tensões obtidas no tecido ósseo (representadas por cores, cuja intensidade segue uma escala localizada ao lado direito de cada modelo), foram maiores em volta dos implantes distais, principalmente na configuração de tratamento *All-on-Four*® convencional. Os picos de tensões nos leitos ósseos apresentaram valores inferiores a 5MPa e foram localizados na região distal dos implantes distais, e não excederam os limites de resistência do osso cortical (compressão= 170 e tração= 100 MPa, segundo Boskaya, 2004) em ambos os grupos de tratamento (FIGURAS 9, 10, 11, 12)(26).

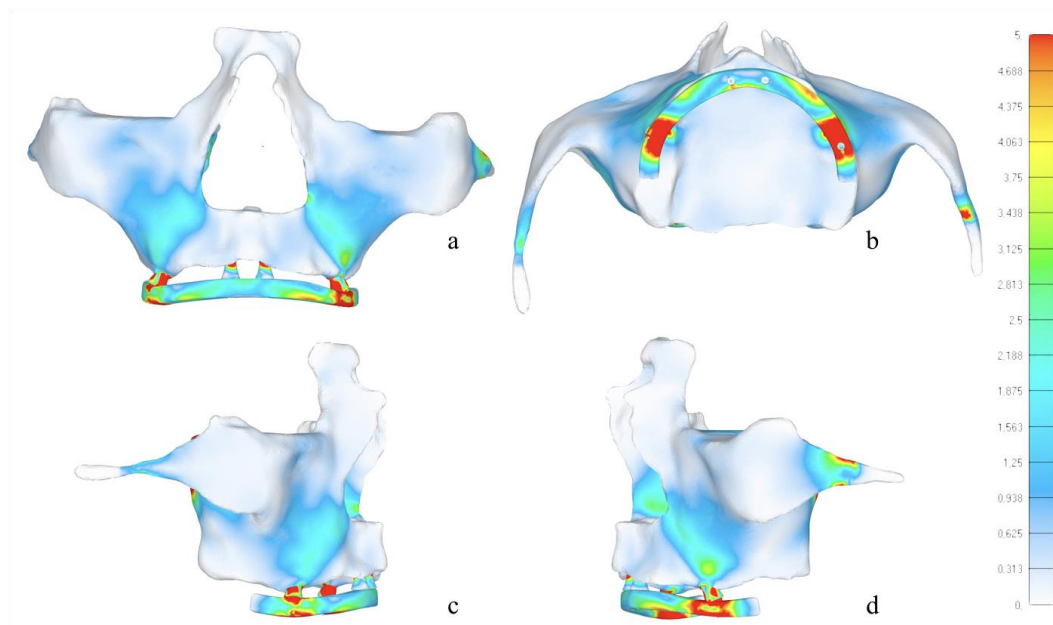


FIGURA 1 (a, b, c, d). Distribuição das tensões na técnica de reabilitação Grupo 1

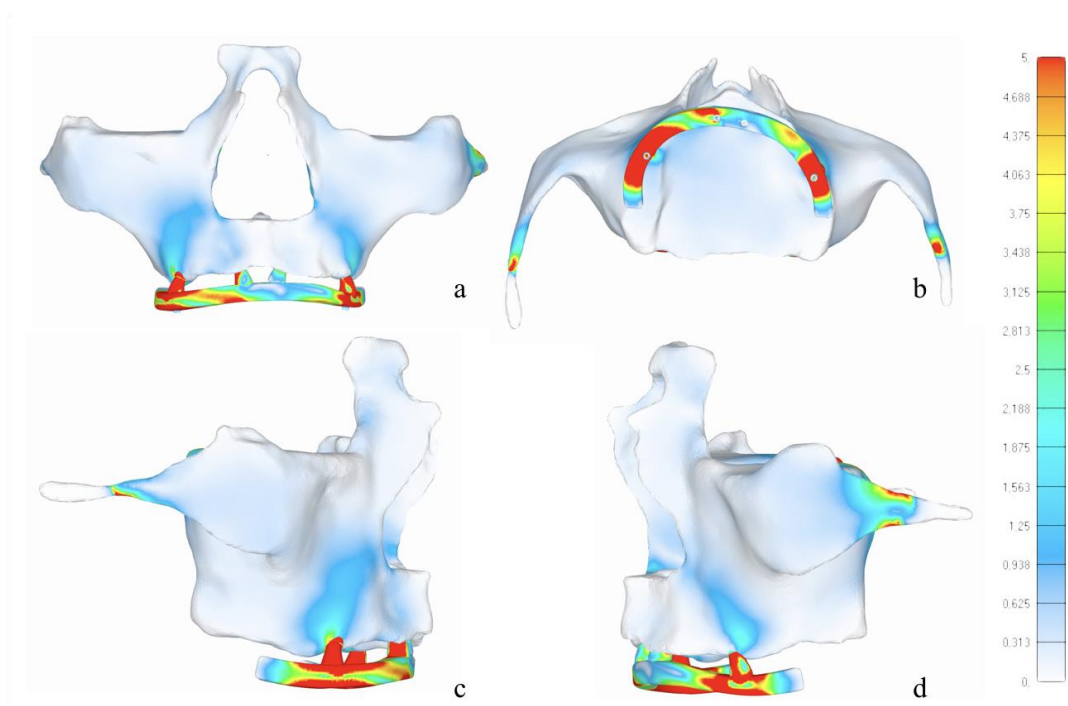


FIGURA 2 (a, b, c, d). Distribuição das tensões no modelo de reabilitação Grupo 2

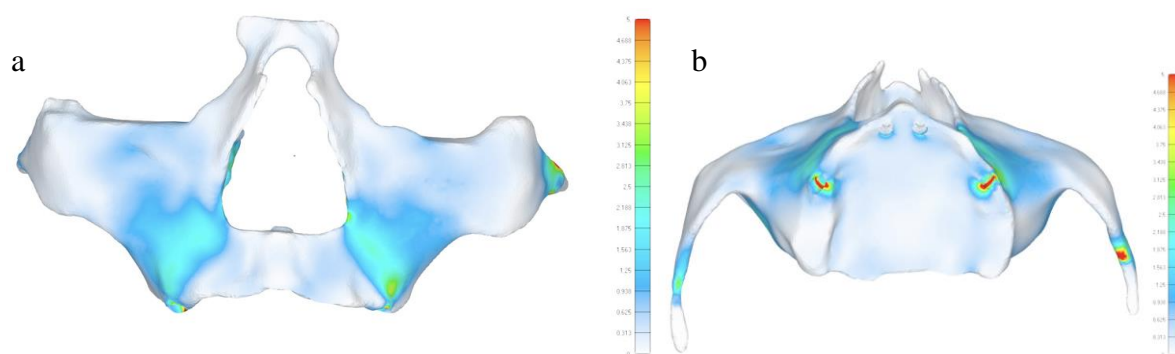


FIGURA 3 (a, b). Distribuição das tensões no modelo 3D ósseo, reabilitado através da técnica *All-on-four*® convencional (Grupo 1)

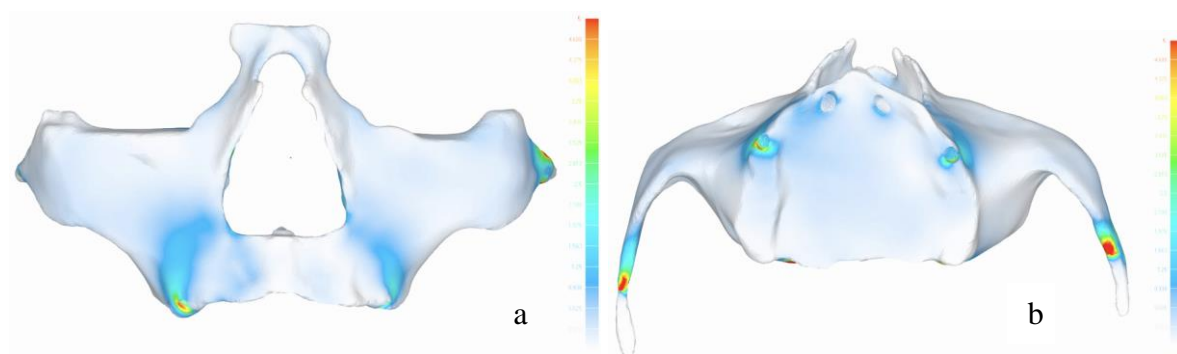


FIGURA 4 (a, b). Distribuição das tensões modelo 3D ósseo, reabilitado através da técnica M-4 (Grupo 2)

As tensões obtidas nos implantes se concentraram principalmente na região distal dos implantes distais, de forma equivalente nas duas técnicas, alcançando picos de até 30 MPa, considerado valores muito abaixo do valor de escoamento do titânio grau IV (703 MPa) (Fig. 13, 14).

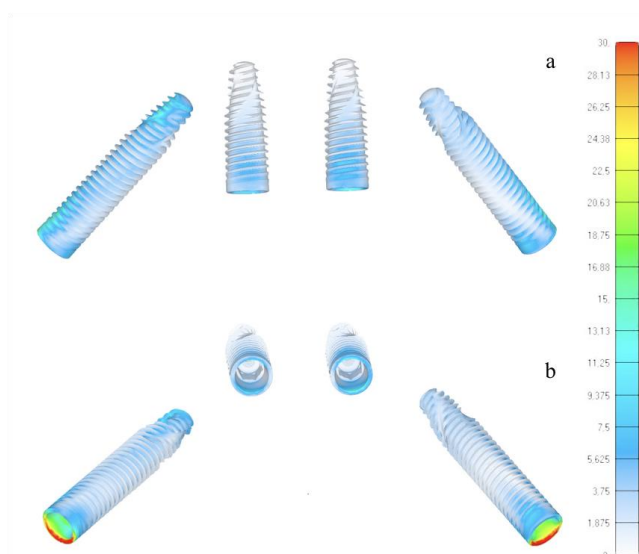


FIGURA 5 (a, b). Distribuição das tensões de Von Mises nos implantes, na reabilitação pela técnica do Grupo 1



FIGURA 6. Distribuição das tensões de Von Mises nos implantes, na reabilitação pela técnica M-4 (Grupo 2)

Avaliando a distribuição de tensões nos mini pilares, observou-se que os valores maiores de tensões ficaram acumulados principalmente na face mesial dos mini pilares angulados dos implantes inclinados distais. Sendo que a concentração dessas tensões ocorreu em maior valor na configuração de tratamento *All-on-Four*® convencional. Sugerindo que a configuração de tratamento pela técnica M-4, possui uma distribuição de tensões mais favorável biomecanicamente. Os picos de tensão nos mini pilares não ultrapassaram 30 MPa nas duas

técnicas, que são valores bem abaixo do nível de escoamento do titânio grau V que é 881 MPa (FIGURAS 15a e 16a).

A concentração de tensões nos parafusos dos mini pilares angulados na técnica *All-on-Four*® convencional (Grupo1), ocorreu principalmente no corpo do parafuso. Na técnica M-4 não houve tensão gerada na área da rosca do parafuso, sugerindo que nessa configuração de tratamento a tensão produzida não acarretará o desaperto do parafuso do mini pilar. O pico de tensão gerada no corpo do parafuso não ultrapassou 20MPa e nos parafusos protéticos 15MPa, que é um valor bem abaixo do nível de escoamento do titânio grau V (881 Mpa) (FIGURAS 15b e 16b).

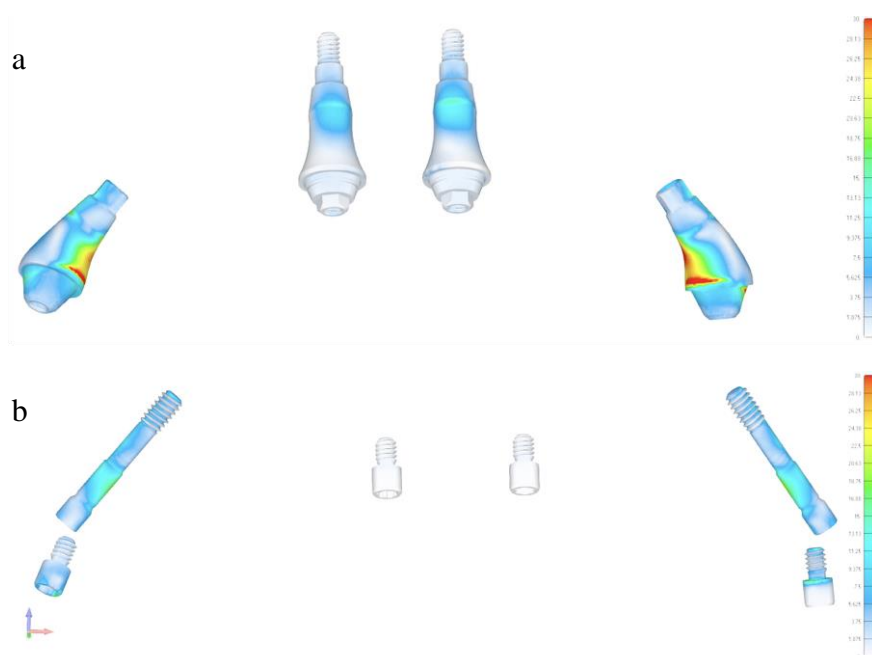


FIGURA 7 (a,b). Distribuição das tensões de Von Mises nos mini pilares e parafusos protéticos, na reabilitação pela técnica *All-on-Four*® (Grupo 1)

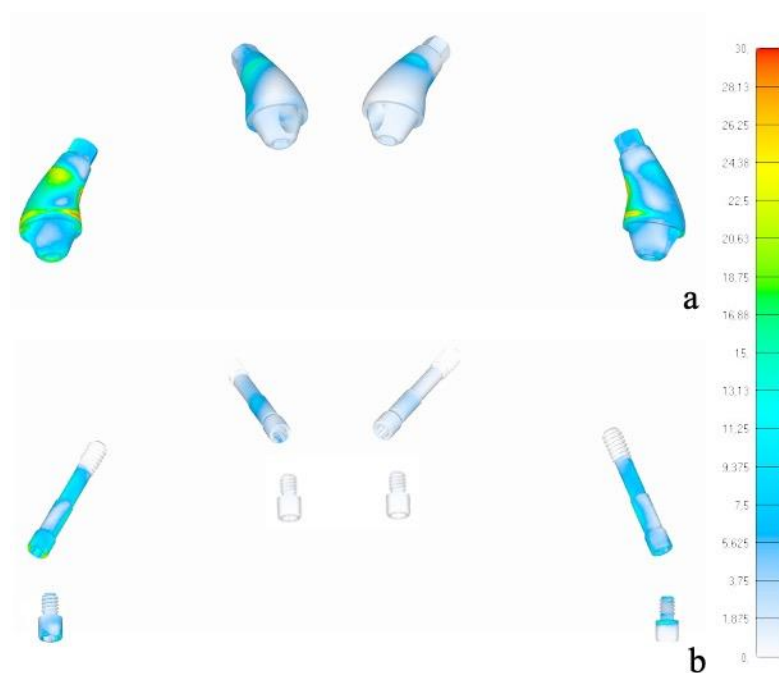


FIGURA 8 (a,b). Distribuição das tensões de Von Mises nos mini pilares e parafusos protéticos, na reabilitação pela técnica M -4 (Grupo 2)

Os maiores valores de tensões mínimas de compressão ficaram concentradas no leito ósseo ao redor dos implantes distais, principalmente no modelo de tratamento *All-on-Four*® convencional, não ultrapassando 5MPa (FIGURAS 17 e 18).

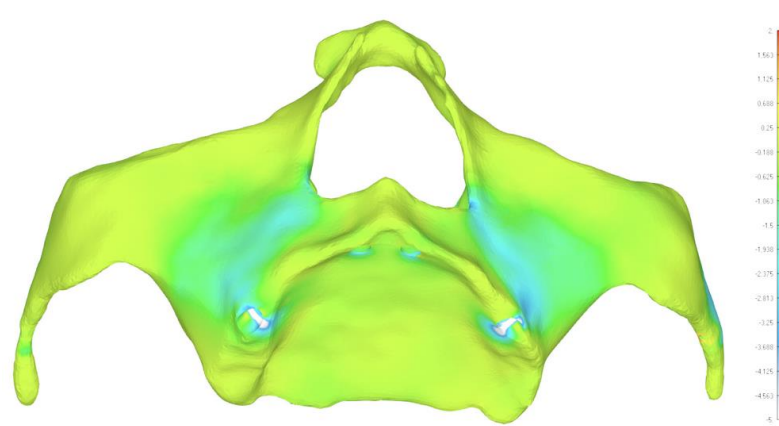


FIGURA 9. Distribuição das tensões mínimas principais (compressão) na reabilitação pela técnica *All-on-Four*® (Grupo 1)

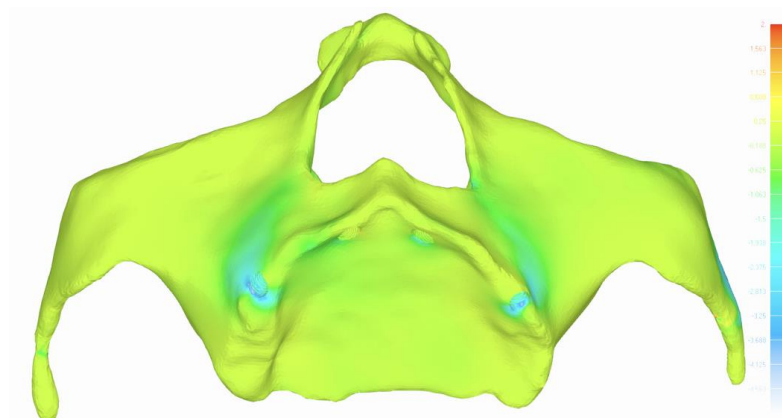


FIGURA 10. Distribuição das tensões mínimas principais (compressão) na reabilitação pela técnica M-4 (Grupo 2)

A deformações nos dois modelos de tratamento se localizaram principalmente ao redor dos implantes distais, e não ultrapassaram 0,001% (FIGURAS 19 e 20).

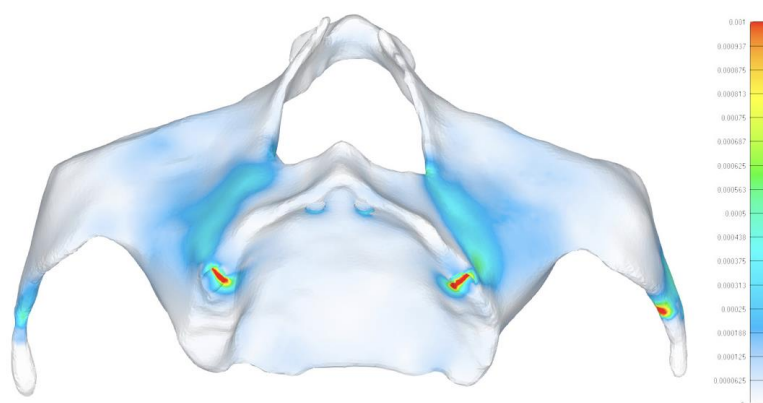


FIGURA 11. Distribuição das deformações na reabilitação pela técnica *All-on-four*® (Grupo 1)

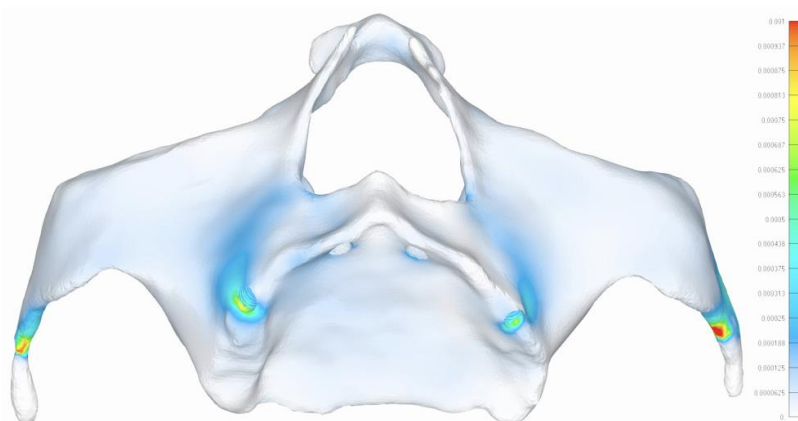


FIGURA 12. Distribuição das deformações na reabilitação pela técnica M-4 (Grupo 2)

DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos, introduzido na odontologia por Selna *et al.* em 1975, é uma técnica matemática de avaliação de tensão em um corpo, utilizado extensivamente na engenharia estrutural e mecânica estrutural. É bem adequado para a análise de tensão em dentes e restaurações e reabilitações dentárias porque pode simular intimamente as geometrias, cargas e heterogeneidades dos materiais no sistema a ser estudado. O conhecimento da intensidade e distribuição de tensão pode ser útil para evitar ou minimizar as falhas. O conceito básico da análise de elementos finitos, consiste na subdivisão do corpo estudado em diversas e pequenas formas geométricas (onde geralmente são utilizados triângulos e quadrados para estudo em duas dimensões, e tetraedros e hexaedros em estudos de três dimensões). Um estudo sobre as preparações geométricas requer avaliação de muitas configurações. Consequentemente, a representação matemática da deformação física e tensão do objeto pode ser útil e ser utilizada em diferentes geometrias(18). Nesse estudo foi abordado a investigação das tensões geradas em dois modelos de reabilitação, técnica *All-on-four*® convencional (Grupo 1) e técnica M-4 (Grupo 2), compostos de tecido ósseo, implante de titânio, mini pilares retos e angulados, parafusos protéticos e supra estrutura metálica, cuja simulação da oclusão foi realizada com uma carga de 100N bilateral axial na região posterior da supra estrutura.

As características anatômicas das maxilas edêntulas atroficas tornam a reabilitação com implantes um desafio constante, devido a pneumatização do seio maxilar, presença da fossa nasal e pobre qualidade e quantidade de tecido ósseo. Segundo Maló *et al.*, em 2005, o conceito *All-on-four*® de reabilitação de maxilas atroficas possui várias vantagens, que incluem a diminuição de risco de complicações, menor tempo de tratamento, melhor aceitação pelo paciente, menor custo e diminuição de intervenções cirúrgicas. Essa técnica de reabilitação com carga imediata é caracterizada pela utilização de quatro implantes, sendo que os dois implantes

distais são instalados de forma inclinada entre a parede anterior do seio maxilar e a fossa nasal, e os dois implantes anteriores são instalados axialmente(13). Na segunda técnica investigada nesse estudo, preconizado por Jensen *et al.*, em 2009, os quatro implantes utilizados são dispostos em forma de “M”, propiciando uma estabilidade biomecânica mais estável pela inclinação dos implantes em 30 graus. Essa vantagem pode ser sugerida nos resultados desse estudo, onde as tensões de Von Mises nos componentes da reabilitação (implantes, barra metálica, componentes e parafusos protéticos) são ligeiramente menores e melhores distribuídas nessa configuração de tratamento(12), onde a necessidade de estabilidade primária para a realização de carga imediata é colocada em dúvida, já que no estudo realizado pelo mesmo autor, em 2014, demonstrou o sucesso de 10 reabilitações em casos de carga imediata cuja estabilidade dos implantes não foi atingida em pelo menos um deles, concluindo que o sucesso da reabilitação pode ser atingida apenas através da estabilidade secundária aliada a uma configuração biomecânica favorável(9).

A reabilitação oral com implantes inclinados têm sido alvo de variados estudos, por sua grande eficácia e utilização pelos implantodontistas. Mattsson *et al.* (1999), Aparicio *et al.* (2001), Calandriello *et al.* (2005) através de estudos clínicos, concluíram que implantes inclinados colocados em função imediata podem ser uma abordagem viável de tratamento para a reabilitação de maxila atrófica. Procedimentos de tratamento simplificado, invasão cirúrgica reduzida, menor tempo de tratamento e redução de custos constituem alguns dos benefícios para o paciente e o cirurgião dentista. Os modelos de tratamento de maxilas atróficas estudados nesse trabalho enfocam a utilização de implantes inclinados mais longos que melhoram a área de contato osso-implante, alcançam áreas de ancoragem mais distantes de osso cortical, melhorando a estabilidade biomecânica do conjunto da reabilitação(14–16).

Apesar das tensões de Von Mises e deformações ocorrerem em maior grau no modelo de tratamento do Grupo 1, em ambas as técnicas os valores obtidos foram bem abaixo dos

valores de escoamento e deformação dos materiais envolvidos na reabilitação. Apenas podemos sugerir que o modelo de tratamento do Grupo 2 possui uma distribuição biomecânica mais favorável, sendo necessário a realização de mais estudos para comprovar essa hipótese e sua aplicabilidade clínica.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados dessa análise de elementos finitos, podemos concluir que as duas técnicas apresentadas de reabilitação de maxilas atróficas, constituem métodos seguros e eficazes de tratamento.

REFERÊNCIAS

1. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. *J Prosthet Dent.* 1971;26(3):266–79.
2. Peñarrocha-Oltra D, Candel-Martí E, Ata-Ali J, Peñarrocha-Diago M. Rehabilitation of the Atrophic Maxilla With Tilted Implants: Review of the Literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(5):625–32.
3. Barone A. c, Crespi R., Aldini NN., Fini M., Giardino R., Covani U. Maxillary sinus augmentation: Histologic and histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2005;20(4):519–25.
4. Lundgren S, Andersson S, Gualini F, Sennerby L. Bone reformation with sinus membrane elevation: A new surgical technique for maxillary sinus floor augmentation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(3):165–73.
5. Fan T, Li Y, Deng WW, Wu T, Zhang W. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(1):207–15.
6. Weisher T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):211–4.
7. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomatic dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):889–93.

8. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Moss S. Extramaxillary surgical technique: Clinical outcome of 352 patients rehabilitated with 747 zygomatic implants with a follow-up between 6 months and 7 years. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(S1):e153–62.
9. Jensen OT, Adams MW. Secondary Stabilization of Maxillary M-4 Treatment with Unstable Implants for Immediate Function: Biomechanical Considerations and Report of 10 Cases After 1 Year in Function. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(2):232–40.
10. Balshi TJ, Lee HY, Hernandez RE, TJ B, HYL REH. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):89–98.
11. Rodríguez X, Lucas-Taulé E, Elnayef B, Altuna P, Gargallo-Albiol J, Peñarrocha Diago M, *et al.* Anatomical and radiological approach to pterygoid implants: a cross-sectional study of 202 cone beam computed tomography examinations. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(5):636–40.
12. Jensen OT, Adams MW. The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy-Report of 3 Cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(8):1739–44.
13. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(SUPPL. 1):S88-94.
14. Mattsson T, Köndell P-Å, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(3):281–7.
15. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: A clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):39–49.
16. Calandriello R, Tomatis M. Simplified Treatment of the Atrophic Posterior Maxilla via Immediate/Early Function and Tilted Implants: A Prospective 1-Year Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(s1):s1–12.
17. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Implant Dent.* 2003;5(Supplement I):2–9.
18. 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.
19. Littuma GJS, Lopez CAV, Engler MLPD, Magini R de S, Meurer E. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes inclinados: uma revisão de literatura. *Rev Odontol Univ da Cid São Paulo.* 2016;29(1):48–56.

20. Watson RM, Davis DM, Forman GH, Coward T. Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 1991;4(3):232–9.
21. 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.* 2003;18(3):357–68.
22. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1108–15.
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. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144–50.
24. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539–46.
25. Melo ACM, Ledra IM, Vieira RA, Coró ER, Sartori IA de M. Maximum Bite Force of Edentulous Patients before and after Dental Implant Rehabilitation: Long-Term Follow-Up and Facial Type Influence. *J Prosthodont.* 2018;27(6):523–7.
26. 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. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523–30.

2. Artigo científico 2

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

COMPARATIVO BIOMECÂNICO ENTRE QUATRO MODELOS DE TRATAMENTO DE MAXILAS ATRÓFICAS: UMA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Erton Massamitsu Miyasawa¹
Luis Eduardo Marques Padovan²

¹ Mestrando e Doutorando Faculdade ILAPEO

² Mestre e Doutor Faculdade ILAPEO

RESUMO

O processo de remodelação óssea e pneumatização acentuada do seio maxilar que ocorre após a perda dos dentes superiores, torna difícil a reabilitação com implantes de maxilas edêntulas por técnicas convencionais. Essa atrofia maxilar é caracterizada pela presença de osso de baixa quantidade e qualidade, que exige técnicas apuradas de reconstrução ou utilização de implantes inclinados, que alcançam pilares ósseos, promovendo uma ancoragem segura e viável para a reabilitação. Avaliamos através dessa análise de elementos finitos, variados modelos de tratamento de maxilas atróficas, dividindo em quatro modelos de tratamento: Grupo 1: reabilitação com seis implantes instalados axialmente; Grupo 2: reabilitação com quatro implantes (dois implantes anteriores axiais e dois implantes instalados inclinados, tangenciando a parede anterior do seio maxilar; Grupo 3: reabilitação com quatro implantes inclinados, posicionados em forma de “M”. Grupo 4: reabilitação com dois implantes fixados no osso zigomático (com minipilares de 45°) e quatro implantes na região anterior da maxila. Como resultado dessa análise de elementos finitos, todos os valores de tensão de Von Mises, em todos componentes das reabilitações, foram bem abaixo dos valores de escoamento e deformação dos materiais. Apesar dos limites dessa análise, podemos sugerir que todos os tratamentos avaliados, são técnicas seguras e viáveis para reabilitação de maxilas atróficas.

Palavras-chave: Maxilas Atróficas; Análise de Elementos Finitos; Implantes Inclinados.

ABSTRACT

The process of bone remodeling and accentuated pneumatization of the maxillary sinus that occurs after the loss of the upper teeth, makes rehabilitation with edentulous maxillary implants by conventional techniques difficult. This maxillary atrophy is characterized by the presence of bone of low quantity and quality, which requires refined techniques for reconstruction or the use of inclined implants, which reach bone pillars, which promote a safe and viable anchorage for rehabilitation. Through this finite element analysis, we evaluated various models of treatment of atrophic jaws, dividing into four treatment models: Group 1: rehabilitation with six implants installed axially; Group 2: rehabilitation with four implants (two anterior axial implants and two implants installed inclined, tangent to the anterior wall of

the maxillary sinus; Group 3: rehabilitation with four inclined implants, positioned in an “M” shape. Group 4: rehabilitation with two implants fixed in the zygomatic bone (with 45 ° mini-pillars) and four implants in the anterior region of the maxilla. As a result of this finite element analysis, all Von Mises stress values, in all rehabilitation components, were well below the flow and deformation values of the materials. Despite the limits of this analysis, we can suggest that all treatments evaluated are safe and viable techniques for rehabilitation of atrophic jaws.

Keywords: Atrophic Maxilla; Finite Element Analysis; Angled Implants.

INTRODUÇÃO

A diminuição dos rebordos residuais alveolares maxilares, também designada atrofia dos maxilares, que ocorre após a perda dos dentes superiores, é considerada uma doença que ocorre na cavidade oral e afeta milhões de pessoas edêntulas ao redor do mundo, caracterizado por ser progressiva, irreversível, crônica e provavelmente multifatorial. A reabilitação com implantes osseointegráveis através de técnicas convencionais, é considerado um desafio entre os implantodontistas, devido às limitações anatômicas encontradas nessa condição, como a presença de seio maxilar pneumatizado, cavidade nasal, baixa quantidade e qualidade óssea (1,2).

Diversas formas de abordagem têm sido propostas para tratamento das maxilas atroficas. Atualmente, as técnicas de reconstrução estão sendo substituídas pelas técnicas de ancoragem na preferência dos cirurgiões dentistas e pacientes, devido à redução de tempo de tratamento, custos, e morbidade (2–9).

A utilização de implantes inclinados descritos em vários estudos clínicos e laboratoriais, proporciona vantagens em relação aos implantes axiais, promovendo um maior contato osso/implante, um melhor posicionamento biomecânico para as próteses (diminuindo ou eliminando o uso de cantilever), e maior estabilidade primária devido a utilização de implantes mais longos que alcançam pilares ósseos, responsáveis por uma ancoragem mais efetiva (2,9–12). Mattsson, et al. em 1999, descreveram essa técnica cirúrgica para o tratamento de implantes em maxilares desdentados severamente reabsorvidos sem qualquer reconstrução

alveolar antes ou combinado com a colocação do implante. No seu estudo, todos os pacientes foram considerados inicialmente como sendo necessários serem tratados com enxerto por falta de suficiente volume ósseo para tratamento convencional. Através da inclinação de implantes, foram instalados 86 implantes (4 a 6 implantes por paciente), havendo falha em apenas um implante num acompanhamento médio de 45 meses. Concluíram que a utilização de implantes inclinados pode ser considerado uma alternativa econômica aos mais exigentes recursos técnicos, como enxerto ósseo. No entanto, mais estudos comparativos prospectivos são necessários para uma avaliação completa (10). Em outro artigo, Peñarrocha-Oltra et al.(2013), através de uma revisão de literatura baseada em evidências sobre o uso de implantes inclinados na reabilitação de pacientes com atrofia maxilar, revisaram estudos de 1999 a 2010 em pacientes com maxila atrófica reabilitados com implantes inclinados. Relataram um total de 782 inclinados e 666 implantes axiais em 319 pacientes. Taxas de sucesso foram de 91,3% para 100% para os implantes axiais e de 92,1% para 100% para os implantes inclinados. Concluíram, através dessa revisão de literatura, que a utilização de implantes inclinados usados sozinhos ou combinada com implantes axiais, reabilitado com diferentes opções de próteses, têm altas taxas de sucesso, complicações mínimas e alta satisfação do paciente (2).

Em 1995, Brånemark PI et al., reabilitaram através de próteses fixas sobre 4 ou 6 implantes de titânio, uma série de 156 pacientes totalmente desdentados consecutivos. Este estudo retrospectivo calculou as taxas de sobrevivência para próteses e implantes individuais num período de acompanhamento de 10 anos. Embora exista uma tendência para uma taxa de falha maior em pacientes com apenas 4 implantes, a taxa de sobrevivência individuais sobre implantes e próteses foi o mesmo em ambos os grupos no final do período de observação. Concluíram que a reabilitação com número reduzido de implantes (4 implantes) possuem uma taxa de sucesso semelhante às reabilitações com 6 implantes, colocando em dúvida a necessidade da utilização de uma quantidade maior de implantes para o sucesso das

reabilitações implantossuportadas (13). Segundo Maló et al. (2003 e 2005), o implante em função imediata tornou-se uma modalidade de tratamento viável para restaurações fixas em mandíbula edêntulas, contudo, considera-se que a experiência da função imediata em maxila edêntula ainda é limitada. Nesse estudo (2005), avaliaram um protocolo para função imediata (dentro de 3 horas) de quatro implantes em maxilas edêntulas (All-on-Four®, a Nobel Biocare® AB, Gotemburgo, Suécia), dois implantes instalados axialmente e dois implantes posteriores inclinados tangenciando a parede anterior do seio maxilar, suportando uma prótese fixa na maxila completamente desdentada. Este estudo retrospectivo clínico incluiu 32 pacientes com 128 implantes imediatamente carregados (Brånemark System® TiUnite, Nobel Biocare AB) com próteses totais fixas provisórias em resina acrílica. O nível do osso marginal foi em média, 0,9 milímetros da junção implante/pilar após 1 ano. Concluíram que a taxa de sobrevivência do implante cumulativa alta indica que o conceito de função imediata para maxilares completamente desdentados pode ser um conceito viável (14,15).

Jensen et al. (2009), apresentaram uma nota técnica e relato de três casos clínicos com tratamento de reabilitação com quatro implantes de maxilas altamente reabsorvidas. A utilização de 4 implantes angulados (implantes dispostos em forma de “M” denominado técnica M-4), colocado no máximo 30° fora do eixo, que envolveram o osso da parede lateral nasal fornecendo alto torque de fixação para instalação de prótese provisória imediata. A técnica é proposta como uma alternativa ao enxerto sinusal e para uso com vários implantes ou implante zigomático. A abordagem de implantes inclinados oferece uma vantagem mecânica significativa, não apenas pelo comprimento do implante e maior ancoragem, mas também pela área de superfície em contato com o osso, tanto na região de crista alveolar quanto na parede nasal lateral. Nessa configuração de distribuição dos implantes em formato de “M”, os implantes são bem distribuídos e em direções opostas, oferecendo maior vantagem mecânica que implantes dispostos paralelamente. Essa estratégia de tratamento busca obter maior

estabilidade do implante, diminuindo a morbidade e custo com reconstruções através de enxertos ósseos e múltiplos implantes. É uma alternativa aos implantes curtos e fixações zigomáticas. No ponto de vista protético, o tratamento continua ser padronizado e simplificado, porque os pilares angulados fornecem um esquema restaurador de prótese padrão que podem ser facilmente tratados (16,17).

Em 1995, Brånemark PI et al., reabilitaram através de próteses fixas sobre 4 ou 6 implantes de titânio, uma série de 156 pacientes totalmente desdentados consecutivos. Este estudo retrospectivo calculou as taxas de sobrevivência para próteses e implantes individuais num período de acompanhamento de 10 anos. Embora exista uma tendência para uma taxa de falha maior em pacientes com apenas 4 implantes, a taxa de sobrevivência individuais sobre implantes e próteses foi o mesmo em ambos os grupos no final do período de observação. Concluíram que a reabilitação com número reduzido de implantes (4 implantes) possuem uma taxa de sucesso semelhante às reabilitações com 6 implantes, colocando em dúvida a necessidade da utilização de uma quantidade maior de implantes para o sucesso das reabilitações implantossuportadas (13). Ainda comparando os dois tipos de reabilitações de maxilas atroficas, Bhering CLB et al. em 2015, avaliaram através de análise tridimensional de elementos finitos, reabilitações com 4 ou 6 implantes e três materiais de infraestrutura. Concluíram que, apesar de nenhum dos modelos de tratamentos estudados ter excedido os limites de resistência do osso, abordagens com 6 implantes e infraestruturas mais resistentes possuem comportamento biomecânico mais favoráveis (18).

As reabilitações com implantes intra-orais fixados no zigoma, vêm sendo descritos na literatura desde 1997, quando Weischer et al., utilizaram próteses obturadoras, com ancoragem com implantes no zigoma, em maxilas com ressecção parcial para fornecer estabilidade e separação oronasal (19). Branemark P et al, em 2004, apresentaram um estudo de longo prazo com o objetivo de avaliar o potencial da instalação de fixação de implante zigomático

simultaneamente a enxerto ósseo *onlay* na reabilitação de maxilas atróficas. Através de 28 pacientes com maxilas severamente reabsorvidas, foram instaladas 52 fixações zigomáticas e 106 fixações convencionais e foram considerados necessários realizar enxerto ósseo em 17 pacientes. O acompanhamento desses pacientes foi realizado pelo menos por cinco anos e em 9 desses o acompanhamento foi de 10 anos. No geral a taxa de reabilitação protética foi de 96% após pelo menos 5 anos de função. Concluíram que a fixação zigomática parece ser uma valiosa soma no nosso repertório de tratamento de maxilas comprometidas (20). Stella JP e Warner MR, em 2000, apresentaram uma simplificação de técnica para o implante dentário zigomático, projetado pela Nobel Biocare para o Brånemark System, é indicado principalmente para a maxila severamente reabsorvida. Embora o implante zigomático tem tido uma taxa de sucesso notável em uma população de pacientes muito difícil, existem algumas deficiências no protocolo para colocação. A técnica de “*sinus slot*” (canaleta de orientação na parede do seio maxilar) descrita nesse estudo fornece uma abordagem simplificada para colocação do implante zigomático, em comparação com o protocolo recomendado atualmente (4).

Selna., et al. em 1975 introduziram o estudo da análise de elementos finitos na odontologia para estudar a tensão gerada em um segundo pré-molar como resultado de forças oclusais. Essa técnica matemática foi aplicada extensivamente em engenharia estrutural e mecânica estrutural. É bem adequado para a análise de tensão em dentes e restaurações dentárias porque pode simular intimamente as geometrias, cargas e heterogeneidades dos materiais no sistema a ser estudado. O conhecimento da intensidade e distribuição de tensão pode ser útil para evitar ou minimizar as falhas de restaurações dentais. Os efeitos da tensão nas restaurações dentais sobre dentes têm sido tópico de interesse por pesquisadores por mais de vinte anos. O conceito básico da análise de elementos finitos, consiste na subdivisão do corpo estudado em diversas e pequenas formas geométricas (onde geralmente são utilizados triângulos e quadrados para estudo em duas dimensões, e tetraedros e hexaedros em estudos de

três dimensões). Um estudo sobre as preparações geométricas requer avaliação de muitas configurações. Conseqüentemente, a representação matemática da deformação física e tensão do dente pode ser útil e ser utilizada em diferentes geometrias dentais (21).

O objetivo deste estudo é avaliar as variadas técnicas de reabilitação de maxilas atroficas, através da análise de elementos finitos, abordando as características estruturais e biomecânicas dos componentes da reabilitação, envolvendo os implantes osseointegráveis, tecido ósseo circundante, infraestrutura metálica e componentes protéticos. As técnicas abordadas nesse estudo foram separados em 4 grupos de tratamento: Grupo 1: Reabilitação com 6 implantes posicionados axialmente; Grupo 2: Reabilitação com 4 implantes (sendo dois implantes inclinados tangenciando a parede do seio maxilar e dois implantes anteriores posicionados axialmente); Grupo 3: Reabilitação com 4 implantes inclinados (disposição dos implantes em forma de “M”); Grupo 4: Reabilitação utilizando fixações zigomáticas com minipilares de 45 graus, associados a 4 implantes anteriores axiais.

MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo de maxila atrofica que será utilizado para o desenvolvimento deste estudo será gerado a partir de um arquivo DICOM de uma tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), proveniente do arquivo de prontuários da Faculdade ILAPEO- Curitiba, sendo que nenhuma outra informação adicional desse paciente será considerada.

Esse estudo foi realizado através de modelos tridimensionais, desenvolvidos e agrupados em *software* de desenho assistido por computador (CAD), Autodesk Inventor Professional (2013, San Rafael, Califórnia, EUA) e as análises de elementos finitos realizadas com o auxílio do FEMAP (FEMAP with NX Nastran, v11.3.2 64-bits, Siemens, Texa, EUA), para determinar os valores de tensão de tração (σ_{max}), compressão (σ_{min}) e cisalhamento (τ) para o tecido ósseo (osso cortical e medular) e os valores de deformação máxima (ϵ_{max}) e da tensão de von

Mises ($\sigma_v M$) para os implantes.

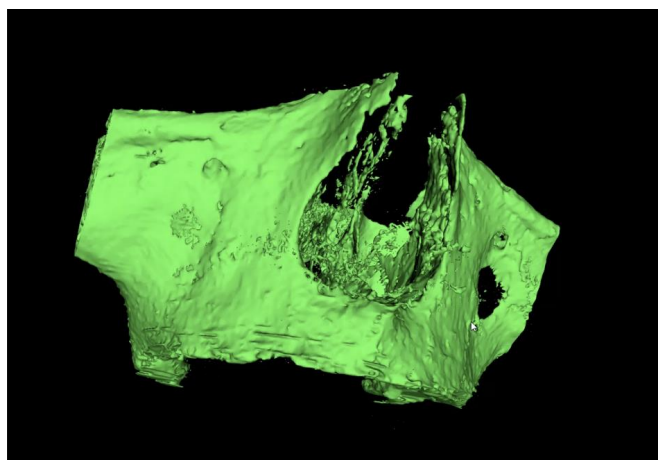


Figura 13 - Modelo 3D desenvolvido por *software* Invesalius CTI Renato Archer- Campinas SP-Brasil, com base em tomografia computadorizada tipo cone beam

O presente estudo foi realizado através de modelos tridimensionais, desenvolvidos e agrupados em *software* de desenho assistido por computador (CAD), Autodesk Inventor Professional (2013, San Rafael, Califórnia, EUA) (FIGURA 2a-d), e as análises de elementos finitos realizadas com o auxílio do FEMAP (FEMAP with NX Nastran, v11.3.2 64-bits , Siemens, Texas, EUA).

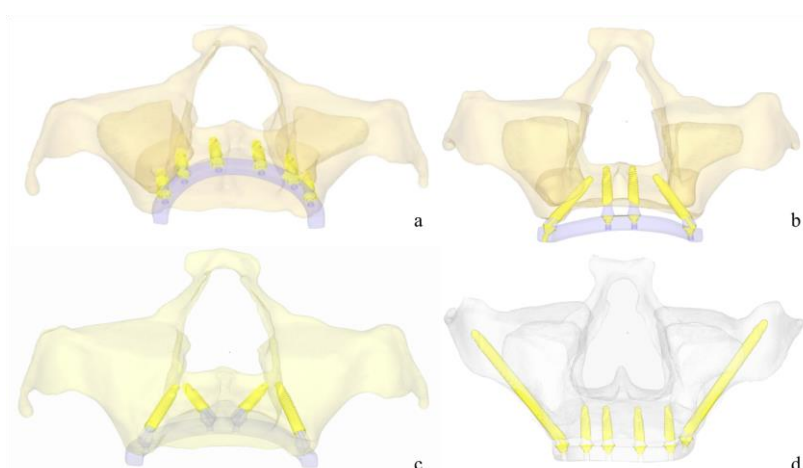


Figura 14 - Modelos tridimensionais das alternativas de tratamento de maxilas atroficas. a)Grupo 1: 6 implantes dentais axiais; b)Grupo 2: “All-on-four”, dois implantes axiais anteriores e 2 implantes inclinados que tangenciam a parede anterior do seio maxilar; c) Grupo 3: Técnica M-4 (disposição dos implantes em forma de “M”); d) Grupo 4: Implantes fixados no osso zigomático em associação a implantes axiais na região anterior.

O comprimento do cantilever distal utilizado nas duas técnicas de reabilitação foi de 12

milímetros. E para a análise de elementos finitos foram considerados três tipos de materiais: osso tipo II, titânio grau IV (implante osseointegrável) e titânio grau V (barra metálica, componentes e parafusos protéticos). Todos materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O módulo de elasticidade é definido como a relação entre a tensão e deformação do material, indicando sua rigidez. E coeficiente de Poisson, refere-se ao valor absoluto da relação do efeito de carga entre a deformação transversal e longitudinal em um eixo de tração axial (TABELA 1).

Tabela 4- Propriedades mecânicas dos materiais considerados na análise de elementos finitos

Propriedades dos materiais				
Material	Módulo de elasticidade (MPa) - Rigidez	Limite Tensão de escoamento(MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso Medular tipo II	5500	170 Compressão 100 Tração	0,3	Tada et al. (2003)(22), Almeida et al. (2010)(23), Bozkaya et al. (2004)(24)
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. (2004)(25)	
Implante x componente x Parafuso x barra	Atrito	0,2	Haack et al (1995) Lang et al. (2003)(26)	

Os grupos serão divididos e analisados da seguinte forma:

- Grupo 1: Utilização de 6 implantes Helix GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil)

instalados axialmente de 3,75 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento e minipilares retos de 2,5mm de transmucoso.

- Grupo 2: Utilização de 4 implantes Helix GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil), sendo dois implantes axiais anteriores, de 3,75mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, com mini pilares retos de 5,5 mm de transmucoso, e dois implantes inclinados posteriores (tangenciando a parede anterior do seio maxilar), de 3,75mm de diâmetro e 18 mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5 mm de transmucoso.
- Grupo 3: Utilização de 4 implantes Helix GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil), sendo 2 implantes inclinados anteriores (em direção ao pilar canino), de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5 mm de transmucoso, e dois implantes inclinados posteriores (tangenciando a parede anterior do seio maxilar), de 3,75mm de diâmetro e 18mm de comprimento, com mini pilares angulados de 30° e 3,5mm de transmucoso.
- Grupo 4: Utilização de 2 implantes zigomáticos GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) instalados através da técnica preconizada por Stella & Warner em 2000(4), com 4,0 mm de diâmetro e 45 mm de comprimento, com 2 minipilares angulados de 45° e 2,5 mm de transmucoso. Na região anterior dessa maxila foram instalados 4 implantes GM (Grand Morse, Neodent, Curitiba, Brasil) de 3,5 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, sobre os quais foram colocados minipilares retos com 2,5 mm de altura de transmucoso (Tabela 2)

Tabela 5 - Medidas dos implantes e componentes protéticos utilizados nos modelos

	Implantes anteriores	Implantes posteriores

	Diâmetro	Comprimento	Angulação mini pilar	Transmucoso	Diâmetro	Comprimento	Angulação mini pilar	Transmucoso
Grupo 1 (6 implantes axiais)	3,75	11,5	retos	2,5				
Grupo 2 (4 implantes = 2 axiais + 2 inclinados)	3,75	11,5	retos	5,5	3,75	18	30°	3,5
Grupo 3 (4 implantes inclinados)	3,75	13	30°	3,5	3,75	18	30°	3,5
Grupo 5 (2 Implantes zigomáticos + 4 implantes axiais) mini pilar 45°	3,5	10	retos	2,5	4	45	45°	2,5

Em todos modelos simulados na análise de elementos finitos, a carga será de 100N, perpendicular à barra metálica, de cada lado, totalizando 200N; que representará as forças oclusais na região posterior (Figura 3).

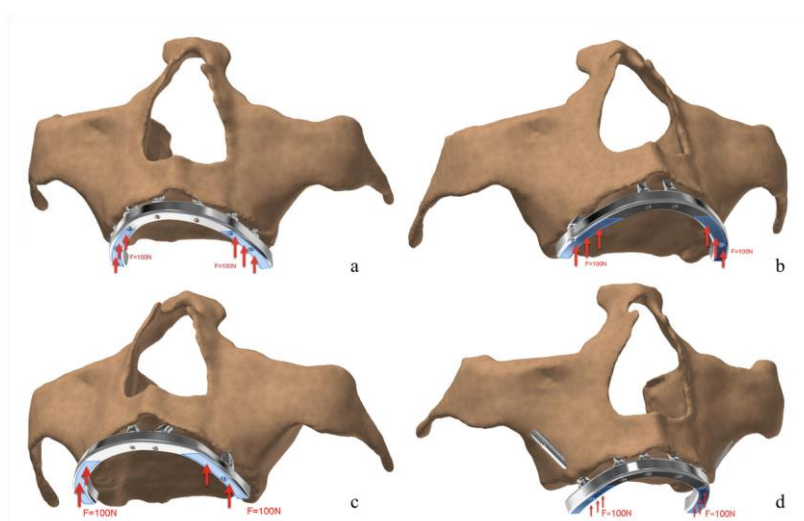


Figura 15 - (a,b,c,d)- Representação das forças oclusais na região posterior da barra, equivalente a 100N de cada lado.

RESULTADOS

Através dos resultados obtidos nessa análise de elementos finitos, podemos verificar que as maiores tensões que ocorrem no tecido ósseo (representadas por cores, cuja intensidade segue uma escala localizada ao lado direito de cada modelo), foram encontradas principalmente ao redor dos implantes distais, em todos grupos de tratamento, não ultrapassando 5Mpa e não excedendo os limites de resistência do tecido ósseo cortical (170MPa-compressão e 100 MPa-tração) (Figuras 4 e 5).

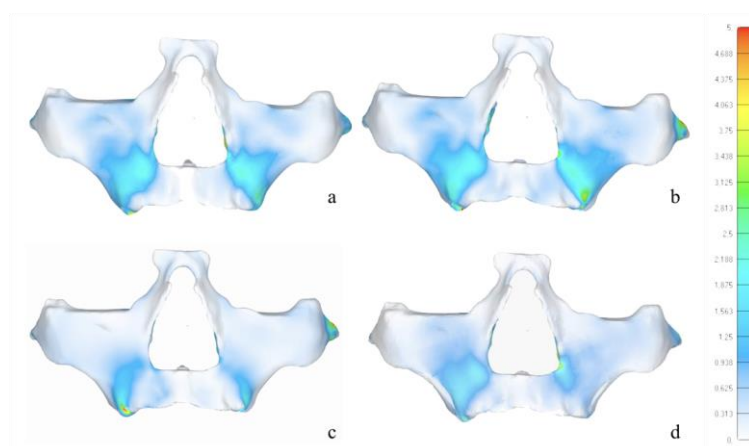


Figura 16 - Representação das tensões obtidas no tecido ósseo nos 4 Grupos de reabilitações de maxilas atróficas. a) Grupo 1: 6 implantes axiais; b) Grupo 2: 4 implantes (2 inclinados e 2 axiais); c) Grupo 3: 4 implantes inclinados (disposição em “M”); d) Grupo 4: 2 implantes zigomáticos e 4 implantes anteriores axiais (vista frontal)

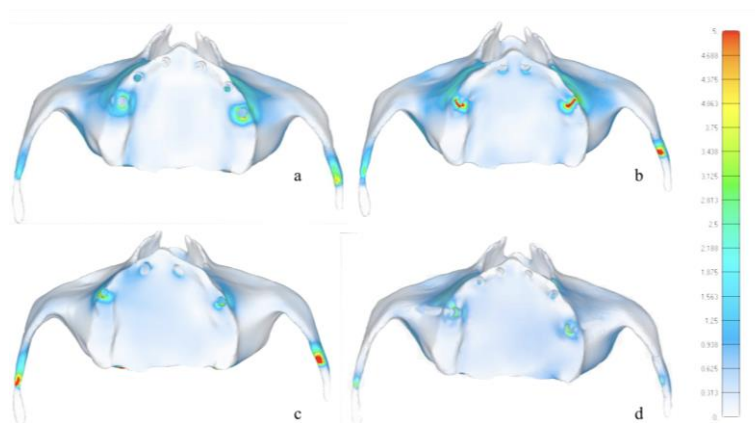


Figura 17 - Representação das tensões obtidas no tecido ósseo nos 4 Grupos de reabilitações de maxilas atróficas. a) Grupo 1: 6 implantes axiais; b) Grupo 2: 4 implantes (2 inclinados e 2 axiais); c) Grupo 3: 4

implantes inclinados (disposição em “M”); d) Grupo 4: 2 implantes zigomáticos e 4 implantes anteriores axiais (vista oclusal)

As tensões de Von Mises obtidas nos implantes se concentraram principalmente na região distal dos implantes distais, alcançando picos de até 30 MPa, nas técnicas do Grupo 2 e Grupo 3, considerado valores muito abaixo do valor de escoamento do titânio grau IV (703 MPa) (Figura 6).

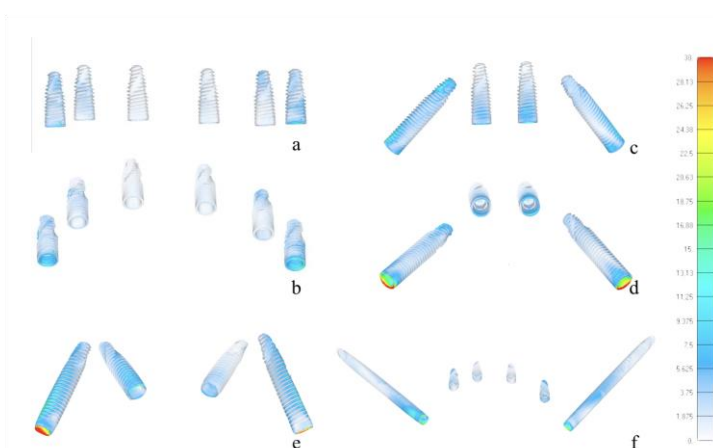


Figura 18 - Distribuições das tensões de Von Mises nos implantes utilizados nos 4 grupos de reabilitações. (a,b) Grupo 1: 6 implantes axiais; (c,d) Grupo 2: 4 implantes (2 inclinados e 2 axiais); (e) Grupo 3: 4 implantes inclinados (disposição em “M”); (f) Grupo 4: 2 implantes zigomáticos e 4 implantes anteriores axiais

Avaliando a distribuição de tensões nos minipilares, observou-se que os valores maiores de tensões ficaram acumulados principalmente na face mesial dos minipilares angulados dos implantes inclinados distais nos grupos 2, 3 e 4. Sendo que a concentração dessas tensões ocorreu em maior valor na configuração de tratamento com implantes zigomáticos, cuja angulação do minipilar utilizado foi de 45°. Os picos de tensão nos minipilares não ultrapassaram 30 MPa nas quatro grupos de tratamento desse estudo, que são valores bem abaixo do nível de escoamento do titânio grau V que é 881 MPa (Figura 7).

A concentração de tensões nos parafusos dos mini pilares angulados na técnica All-on-Four® convencional (Grupo 2), ocorreu principalmente no corpo do parafuso. Na técnica M-4 (Grupo 3) não houve tensão gerada na área da rosca do parafuso, sugerindo que nessa configuração de tratamento a tensão produzida não acarretará o desaperto do parafuso do

minipilar. O pico de tensão gerada no corpo do parafuso não ultrapassou 20MPa e nos parafusos protéticos 15MPa, que é um valor bem abaixo do nível de escoamento do titânio grau V (881 Mpa)(Figura 7).

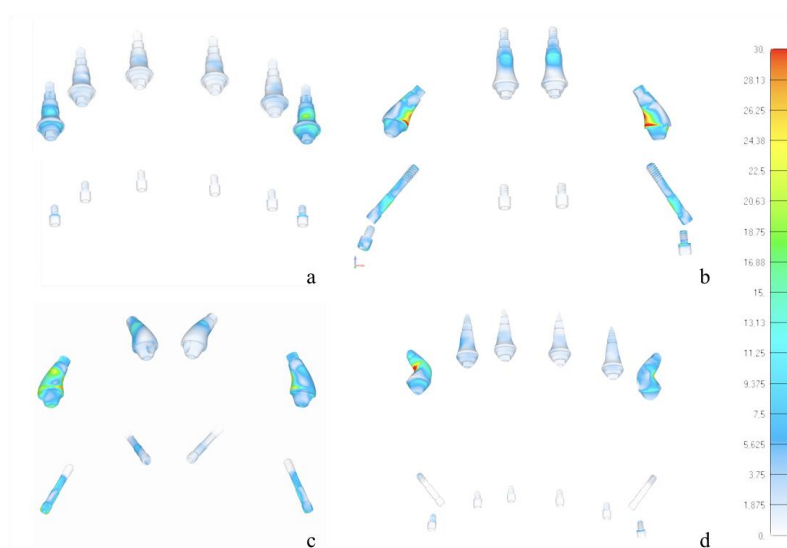


Figura 19 - Distribuições das tensões de Von Mises nos minipilares e parafusos protéticos utilizados nos 4 grupos de reabilitações. a) Grupo 1: 6 implantes axiais; b) Grupo 2: 4 implantes (2 inclinados e 2 axiais); c) Grupo 3: 4 implantes inclinados (disposição em “M”); d) Grupo 4: 2 implantes zigomáticos e 4 implantes anteriores axiais

Os maiores valores de tensões mínimas de compressão ficaram concentradas no leito ósseo ao redor dos implantes distais, principalmente no modelo de tratamento All-on-Four® convencional (Grupo 2) , não ultrapassando 5MPa, considerado bem abaixo do limite de resistência do tecido ósseo cortical (170 MPa).

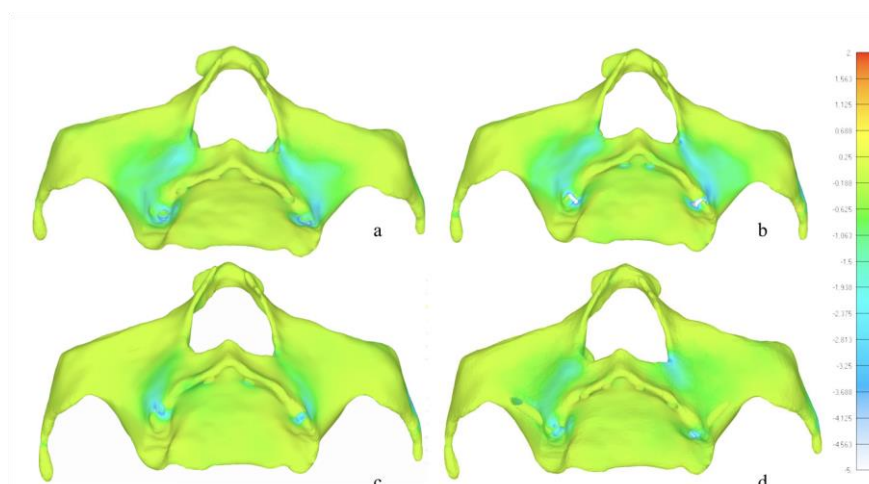


Figura 20- Distribuições das tensões mínimas principais (compressão) nos 4 grupos de reabilitações. a) Grupo 1: 6 implantes axiais; b) Grupo 2: 4 implantes (2 inclinados e 2 axiais); c) Grupo 3: 4 implantes inclinados (disposição em “M”); d) Grupo 4: 2 implantes zigomáticos e 4 implantes anteriores axiais

DISCUSSÃO

O método de análise de elementos finitos, introduzido na odontologia por Selna LG et al. em 1975, tem sido utilizado exhaustivamente na implantodontia para investigar e prever padrões de distribuição de tensões na interface osso-implante, nos vários cenários clínicos de carregamento protético, desenhos e distribuição de implantes. Através dessa análise, é possível resolver variados problemas estruturais complexos, dividindo-os e relacionando em pequenas e simples formas geométricas através de técnicas matemáticas (18,21,24,27,28). Nesse estudo, investigamos o comportamento do tecido ósseo, implantes e componentes protéticos com relação às tensões geradas em quatro tipos de reabilitação de maxilas atroficas, divididos em grupos da seguinte forma: Grupo 1: Reabilitação com 6 implantes posicionados axialmente; Grupo 2: Reabilitação com 4 implantes (sendo dois implantes inclinados tangenciando a parede do seio maxilar e dois implantes anteriores posicionados axialmente); Grupo 3: Reabilitação com 4 implantes inclinados (disposição dos implantes em forma de “M”); Grupo 4: Reabilitação utilizando fixações zigomáticas com minipilares de 45 graus, associados a 4 implantes anteriores axiais.

O tratamento de maxilas atroficas através de reabilitações implantossuportadas, podem ser abordadas com técnicas reconstrutivas, baseadas em enxertos em bloco ou particulados, associados ou não às telas para regeneração óssea guiada e/ou proteínas morfogenéticas (Rh-BMP), ou técnicas de ancoragem, baseadas na utilização de implantes inclinados e/ou longos, que permitem maior contato osso-implante e alcance às regiões de maior densidade óssea, aumentando a estabilidade primária dos implantes, possibilitando uma reabilitação mais rápida, com menor custo e menor morbidade do paciente.

O desempenho da reabilitação com 6 implantes (Grupo 1), abordado por vários autores (13,18,29,30), foi comparado nesse estudo com outras duas técnicas de reabilitação com quatro implantes: Grupo 2- All-on Four® convencional e Grupo 3- Implantes dispostos em forma de “M”. Assim como Bhering et al.(2016) e Brånemark et al.(1995), observamos que a reabilitação com 6 implantes possui uma distribuição biomecânica mais favorável comparado às reabilitações com 4 implantes. Embora os resultados demonstrem que os valores obtidos foram bem abaixo dos limites de resistência do osso e dos materiais envolvidos na reabilitação (titânio grau 4 – Implantes; titânio grau 5 – componentes protéticos).

Jensen OT et al. em 2014, sugeriram que a disposição dos implantes em forma de “M”, tal como o Grupo 3 dessa análise de elementos finitos, possui uma configuração biomecânica favorável, que permite realizar uma reabilitação em carregamento imediato, mesmo não havendo uma estabilidade primária de todos os implantes. Levaram em consideração que essa disposição, propicia condições necessárias para promover osseointegração apenas através da estabilidade secundária promovida pela imobilização biomecânica e ferulização (17). Através dos resultados obtidos nessa análise de elementos finitos, podemos sugerir que o Grupo 3 apresenta melhor distribuição biomecânica em relação ao Grupo 2 (All-On-Four ® convencional), onde as áreas com picos de 30MPa de tensão de Von Mises foram mais extensas.

As reabilitações envolvendo implantes zigomáticos já estão bem documentadas na literatura, apresentando altos índices de sucesso e baixo índice de complicações (31–33). No presente estudo, avaliamos através do Grupo 4 de reabilitação de maxilas atróficas, a distribuição dos implantes envolvendo 2 implantes zigomáticos com minipilares de 45°, instalados de acordo com a técnica de Stella e Warner (2010) associados a 4 implantes convencionais anteriores. A área de acúmulo de tensões de Von Mises no minipilar angulado de 45° foi maior que nos minipilares retos ou angulados de 30° (Grupos 2 e 3), atingindo picos de 30 MPa, porém não ultrapassando os valores de escoamento do titânio grau V (881 Mpa).

CONCLUSÃO

Concluimos através dessa análise de elementos finitos, que os quatro modelos de reabilitação de maxilas atróficas presentes nesse estudo são alternativas de tratamento viáveis e seguras, para maxilas atróficas, no ponto de vista biomecânico. Pois todos os picos de tensão, em todos os componentes da reabilitação (tecido ósseo, implantes, componentes e parafusos protéticos), atingiram valores bem abaixo dos limites de escoamento e resistência de cada material.

REFERÊNCIAS

1. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. *J Prosthet Dent.* 1971;26(3):266–79.
2. Peñarrocha-Oltra D, Candel-Martí E, Ata-Ali J, Peñarrocha-Diago M. Rehabilitation of the Atrophic Maxilla With Tilted Implants: Review of the Literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(5):625–32.
3. Weisher T, Schettler D, Mohr C, Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):211–4.
4. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation

- of zygomatic dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):889–93.
5. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Moss S. Extramaxillary surgical technique: Clinical outcome of 352 patients rehabilitated with 747 zygomatic implants with a follow-up between 6 months and 7 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(S1):e153–62.
 6. Jensen O, Adams M. Secondary Stabilization of Maxillary M-4 Treatment with Unstable Implants for Immediate Function: Biomechanical Considerations and Report of 10 Cases After 1 Year in Function. *Oral Craniofacial Tissue Eng*. 2012;2(4):294–302.
 7. Balshi TJ, Lee HY, Hernandez RE, T.J. B, H.Y. L, R.E. H. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):89–98.
 8. Rodríguez X, Lucas-Taulé E, Elnayef B, Altuna P, Gargallo-Albiol J, Peñarrocha Diago M, et al. Anatomical and radiological approach to pterygoid implants: a cross-sectional study of 202 cone beam computed tomography examinations. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016;45(5):636–40.
 9. Calandriello R, Tomatis M. Simplified Treatment of the Atrophic Posterior Maxilla via Immediate/Early Function and Tilted Implants: A Prospective 1-Year Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(s1):s1–12.
 10. Mattsson T, Köndell P-Å, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999;57(3):281–7.
 11. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6 Suppl.).
 12. Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated implants: An alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: Systematic review. *J Clin Diagnostic Res*. 2015;9(3):ZE10–3.
 13. Brånemark P -I, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. Vol. 6, *Clinical Oral Implants Research*. 1995;6:227–31.
 14. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Implant Dent*. 2003;5(Suppl I):2–9.
 15. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(Suppl. 1):S88-94.

16. Jensen OT, Adams MW. The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy-Report of 3 Cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(8):1739–44.
17. Jensen OT, Adams MW. Secondary Stabilization of Maxillary M-4 Treatment with Unstable Implants for Immediate Function: Biomechanical Considerations and Report of 10 Cases After 1 Year in Function. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(2):232–40.
18. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C.* 2016;69:715–25.
19. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):211–4.
20. Brånemark PI, Gröndahl K, Öhrnell LO, Nilsson P, Petruson B, Svensson B, et al. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: Technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2004;38(2):70–85.
21. 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.
22. 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.* 2003;18(3):357–68.
23. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1108–15.
24. 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. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523–30.
25. 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. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):144–50.
26. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539–46.
27. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(S1):e332–42.

28. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine*. 2014;9(11):1681–95.
29. Brunski JB. Biomechanical aspects of the optimal number of implants to carry a cross-arch full restoration. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7 Suppl 2:S111-31.
30. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):239–46.
31. Yates JM, Brook IM, Patel RR, Wragg PF, Atkins SA, El-Awa A, et al. Treatment of the edentulous atrophic maxilla using zygomatic implants: Evaluation of survival rates over 5-10 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(2):237–42.
32. Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Ouazzani W, Claros P, Potau JM, et al. The Long-Term Use of Zygomatic Implants: A 10-Year Clinical and Radiographic Report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):447–59.
33. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(10):1949–64.