

Bruno Salles Sotto-Maior¹
Breno Nogueira Silva²
Patrícia Zagoto Figueredo⁴
Lucas Henriques Rosa³
Mateus Antunes Ribeiro³
Lucas Lactim Ferrarez³
Neuza Maria Souza Picorelli Assis²

¹Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Fora, Brasil.

²Departamento de Cirurgia Oral e Maxilofacial, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Fora, Brasil.

³Departamento de Pós-graduação, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Fora, Brasil.

⁴Instituto de Pesquisas São Leopoldo Mandic, Faculdade São Leopoldo Mandic, Área de Implantodontia, Campinas, Brasil.

✉ Bruno Sotto-Maior

Faculdade de Odontologia, Universidade Juiz de Fora, São Pedro, Juiz de Fora, Minas Gerais
CEP: 36036-900
✉ brunosottomaior@gmail.com

RESUMO

Introdução: Como uma opção de tratamento ao edentulismo mandibular foi desenvolvido o conceito All-on-4®, uma técnica de ancoragem com a instalação de quatro implantes distribuídos na região anterior da mandíbula edêntula para uma reabilitação total implantossuportada. **Objetivo:** Neste estudo, analisamos pelo método de elementos finitos o comportamento biomecânico dos implantes e tecidos ósseos. **Material e métodos:** Foram utilizados 3 modelos tridimensionais computadorizados, cada um com 4 implantes hexágono externo 3,75x13mm na região interforames mentuais, os implantes anteriores mantidos na posição axial e a variação ocorreu nos implantes posteriores: grupo 1, implantes posteriores retos; grupo 2, implantes posteriores com inclinação em 17° e grupo 3, com implantes posteriores inclinados em 30°. Uma carga axial de 150N foi aplicada nos molares e de 100N nos pré-molares bilateralmente. **Resultados:** Após análises evidenciou-se que nos grupos 17° (13,68Mpa, 34,76Mpa e 14,36Mpa para as tensões de tração, compressão e cisalhamento respectivamente) e 30° (14,26Mpa, 23,14Mpa e 10,31Mpa para as tensões de tração, compressão e cisalhamento respectivamente) apresentaram menores picos de tensão no osso. O mesmo padrão de distribuição de tensões foi observado para os implantes, com redução quando inclinamos os implantes distais. **Conclusão:** Os resultados mostraram que a angulação dos implantes favoreceu a distribuição das tensões no osso e implantes, interferindo positivamente na performance biomecânica das reabilitações totais implantossuportadas em mandíbulas edêntulas, considerando que no grupo dos implantes retos os valores das tensões foram maiores.

Palavras-chaves: Implantação Dentária; Mandíbula; Reabilitação Bucal.

ABSTRACT

Introduction: As a treatment option for mandibular edentulism, the All-on-4® concept was developed, an anchoring technique with the installation of four implants distributed in the anterior region of the edentulous mandible for total implant-supported rehabilitation. **Objective:** In this study, we analyzed by the finite element method the biomechanical behavior of implants and bone tissues. **Material and methods:** Three computerized three-dimensional models were used, each with 4 external hexagon 3.75x13mm implants in the mental interforam region, the anterior implants kept in the axial position and the variation occurred in the posterior implants: group 1, straight posterior implants; group 2, posterior implants inclined at 17° and group 3, posterior implants inclined at 30°. An axial load of 150 N was applied to the molars and 100 N to the premolars bilaterally. **Results:** After analysis, it was found that in the 17° (13.68Mpa, 34.76Mpa and 14.36Mpa groups for tensile, compressive and shear stresses respectively) and 30° (14.26Mpa, 23.14Mpa and 10.31Mpa for tensile, compressive and shear stresses respectively) presented lower stress peaks in the bone. The same pattern of stress distribution was observed for the implants, with reduction when the distal implants were tilted. **Conclusion:** The results showed that the angulation of the implants favored the distribution of stresses in the bone and implants, positively interfering in the biomechanical performance of the total implant-supported rehabilitations in edentulous jaws, considering that in the group of straight implants the stress values were higher.

Key-words: Dental Implantation; Mandible; Mouth Rehabilitation.

Submetido: 14/10/2019

Aceito: 26/10/2019



INTRODUÇÃO

Um dos limites e desafios das reabilitações em mandíbulas edêntulas com implantes osseointegráveis e com severa reabsorção óssea está relacionado com a quantidade óssea na região posterior aos forames mentuais em mandíbulas atroficas, dificultando a sua reabilitação.¹ A aceitabilidade por parte do paciente é maior quanto menos invasivo, menos dispendioso financeiramente e mais rápido for o procedimento, justificando sua procura por técnicas que não necessitem de enxertos ósseos e proporcionem função imediata.

Como uma opção de tratamento ao edentulismo mandibular e como forma de simplificar o procedimento cirúrgico e protético, foi desenvolvido o conceito All-on-4® (Nobel Biocare® – Gotemburgo, Suécia), a reabilitação é baseada na técnica de ancoragem com a instalação de quatro implantes distribuídos na região anterior da mandíbula entre os forames mentuais e submetidos à carga imediata. Neste conceito, os dois implantes anteriores são posicionados axialmente ao rebordo alveolar e dois implantes posteriores inclinados em 30-45° para o distal.² Essa técnica permite a utilização de implantes posteriores mais longos favorecendo a estabilidade primária do implante, sem interferir com o forame mental ou nervo alveolar inferior, além de aumentar a área de estabilidade protética com a diminuição do cantilever, favorecendo a biomecânica do sistema de reabilitação mandibular implantossuportada,³ proporcionando aos pacientes um tratamento menos invasivo, mais rápido e garantindo melhor qualidade de vida.⁴

A técnica cirúrgica All-on-four mandibular associada à carga imediata é uma alternativa viável para o tratamento de mandíbulas atroficas,² sua utilização confere estabilidade à prótese inferior que normalmente é a maior queixa por portadores de próteses removíveis associadas a rebordos atroficos.⁵

Estudos longitudinais e acompanhamentos clínicos de pacientes reabilitados pela técnica All-on-four, tem demonstrado elevada taxa de sucesso,^{6,7} entretanto não há um consenso quanto à angulação dos implantes dentários, assim sendo, estudos biomecânicos para avaliar o comportamento de apenas 4 implantes suportando uma reabilitação total são necessários e de grande importância clínica. Através destes estudos observamos o comportamento das tensões geradas pelas forças mastigatórias no sistema prótese-implante-tecidos de suporte, na qual tensões resultantes de sobrecarga oclusal podem causar perda óssea marginal e falha do implante,⁸ assim como tensões aumentadas estão relacionadas às falhas mecânicas da estrutura protética.⁹

Com base na hipótese de que, se aumentarmos a angulação dos implantes posteriores em reabilitações totais implantossuportadas em mandíbulas podemos

alterar o comportamento biomecânico, o presente trabalho teve como objetivo avaliar a influência da angulação dos implantes posteriores no comportamento biomecânico dos implantes e tecido ósseo em reabilitações totais implantossuportadas, através do método de elementos finitos.

MATERIAL E MÉTODOS

Obtenção do modelo geométrico: delineamento experimental

Foram confeccionados três modelos mandibulares edêntulos com base em imagens de tomografias computadorizada de feixe cônico (Sistema de Imagem 3D Cone Beam i-CAT; Imagiologia Sciences International). O modelo de osso foi construído por osso medular envolto por osso cortical com a espessura de 2 mm, espessura média de osso cortical na mandíbula, com auxílio dos softwares Invesalius e SolidWorks 2016. Cada modelo de mandíbula recebeu quatro implantes hexágono externo 3,75x13mm na região entre os forames mentuais, os implantes anteriores foram mantidos na mesma posição em todos os grupos, com variação da inclinação dos implantes posteriores, implantes posteriores retos e paralelos aos implantes anteriores (grupo 1); implantes posteriores inclinados em 17° para distal em relação aos implantes anteriores (grupo 2), e implantes posteriores inclinados em 30° para a distal em relação aos implantes anteriores (grupo 3), constituindo assim os fatores de estudo desse trabalho figura 1.

Todos os três modelos foram compostos com uma prótese total fixa implantossuportada com barra metálica e dentogengival em acrílico sobre componentes protéticos do tipo mini-pilares, o cantilever no grupo reto de 20mm; no grupo 17° de 15mm, e no grupo 30° de 10mm.

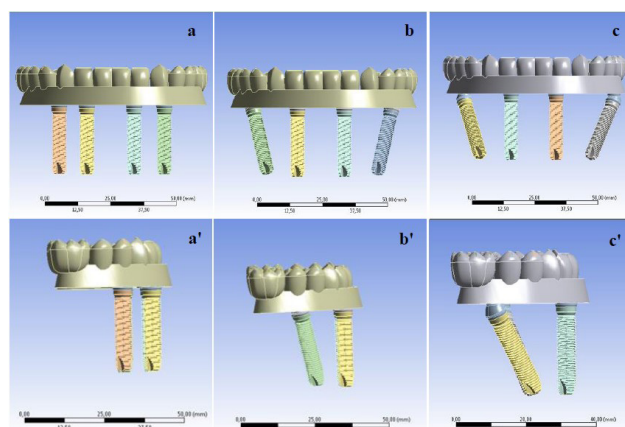


Figura 1: Modelo CAD tridimensional em vista frontal e lateral dos grupos de implantes reto (a/a'), 17° (b/b') e 30° graus (c/c').

Tabela 1: Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estruturas		Módulo de Young (E)		Módulo de elasticidade (Gpa)		Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	Ex	12,600	Gxy	4,850	δ_{xy}	0,3
	Ey	12,600	Gyz	5,700	δ_{yz}	0,39
	Ez	19,400	Gxz	5,700	δ_{xz}	0,39
Osso Trabecular	Ex	1,150	Gxy	6,800	δ_{xy}	0,001
	Ey	2,100	Gyz	4,340	δ_{yz}	0,32
	Ez	1,150	Gxz	6,800	δ_{xz}	0,05
Titânio (Implante e Conexões Protéticas)		104,000		38,800		0,34
Acrílico		1960		24		0,35

A análise por elementos finitos (AEF) foi 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.

Análise numérica pelo método dos elementos finitos

Os três modelos foram exportados para o programa de análise matemática de elementos finitos Ansys Workbench; versão 14 (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA) para análise biomecânica. As propriedades biomecânicas da prótese, pilares protéticos, parafusos, implantes foram consideradas como sendo isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos e o osso cortical e medular foram considerados anisotrópicos (tabela 1). Na análise, foi gerada uma malha de elementos finitos usando 10-nó de elementos tetraédricos quadráticos com 3 graus de liberdade por nó.

Após realizado a análise de convergência a 5%, o valor do tamanho da malha foi de 0,5mm, conforme apresentadas nas figuras 3 e 4. Os modelos apresentaram uma série de elementos que variaram de 398.307 a 408.997 e um número de nós que variou de 695.501 a 713.432 (tabela 2). As condições de contorno foram definidas mediante a fixação da distância nas superfícies externas mesial e distal do segmento ósseo em todas as direções dos eixos cartesianos (x, y e z).

Posteriormente uma carga oclusal foi utilizada de 150N divididos em 8 pontos de aplicação nos molares e de 100N em cada pré-molar bilateralmente, simulando uma força mastigatória normal em um primeiro molar

Tabela 2: Número de elementos e nós.

Grupo	Elementos	Nós
Reto	398 307	695 501
17 graus	399 090	697 098
30 graus	408 997	713 432

inferior (figura 2), como realizado no estudo de Naini et al¹⁰. Os valores de tensão de tração (σ^{max}), compressão (σ^{min}) e cisalhamento (τ) para o tecido ósseo cortical e medular e a tensão equivalente de von Mises (σ^{vm}) e deformação máxima (ϵ^{max}) para os implantes foram obtidos para a comparação numérica e codificada por cores entre os grupos de todos os modelos.

Os resultados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente para análise qualitativa e quantitativa, a fim de obter um melhor entendimento da situação analisada. Os diferentes materiais foram analisados por critérios distintos devido às características inerentes de cada material e seu comportamento.

O critério de Mohr-Coulomb foi utilizado para quantificar, a nível estrutural, o risco ao dano e foi selecionado por considerar a diferença no impacto das tensões de tração e compressão num material friável como o osso e seu impacto na geração do dano ósseo.¹¹

A teoria do critério de Mohr Coulomb define que um material fratura quando a combinação das tensões principais se iguala ou excedem os limites de resistência. O critério clássico pode ser definido pela fórmula:

Dessa forma, o critério analisa o impacto das tensões de tração e sua relação com a resistência à tração, bem como as tensões de compressão e sua relação com a resistência a compressão. Para facilitar análises comparativas, uma adaptação foi realizada e pode ser definida pela fórmula:

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_{resistência\ a\ tração}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{resistência\ a\ compressão}} < 1$$

Onde:

σ_1 é a tensão máxima principal,

σ_3 a tensão mínima principal e

$\sigma_{resistência}$ a tensão máxima de fratura a compressão e tração.

Como referência, para o cálculo pelo critério a tensão limite de escoamento a tração é de 82.8MPa e a tensão limite de escoamento a compressão é de 133.6MPa, estabelecido por Bayraktar et al.¹¹. Esses

valores são baseados no osso medular, uma vez que não foram encontrados valores de referência, dentro de um

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_{\text{limite de escoamento a tração}}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{\text{limite de escoamento a compressão}}} = \sigma_R$$

Onde:

σ_R é o resultado,

σ_1 é a tensão máxima principal,

σ_3 a tensão mínima principal e

σ_{limite} a tensão máxima de escoamento à compressão e a tração.

mesmo estudo, para os índices do osso cortical. Porém, por serem materiais similares, os valores provavelmente terão proporção semelhante.

Os componentes de titânio foram analisados segundo o critério de von Mises, devido as características dúcteis do titânio e esse critério ser indicado para análise de metais dúcteis. Como referência de análise para os implantes, foram utilizados o limite de escoamento do titânio grau 4 de 550Mpa, estabelecido por Matweb.¹²

RESULTADOS

Osso Cortical

Os resultados obtidos das análises de tensões e deformações no osso cortical a partir da avaliação quantitativa são apresentados na tabela 3.

Observa-se, em relação à tração, que os grupos 17 e 30 graus apresentaram os menores valores de tração em comparação ao grupo reto (G17° tração= 13,68MPa e G30° tração= 14,26MPa GR tração= 22,38MPa). O menor pico de tensão de tração foi observado no grupo 17 graus.

Nos valores obtidos para compressão, o grupo 30 graus apresentou os menores valores, e, os grupos 17 e 30 graus também apresentaram menores valores de compressão em comparação ao grupo reto (G30°compressão= 23,14MPa; G17°compressão=

34,76MPa e GR compressão= 55,25MPa). O menor pico de tensão de compressão foi no grupo 30 graus.

Resultado semelhante foi obtido para cisalhamento, na qual o grupo 30 graus apresentou menores valores, seguido do grupo de 17 graus. Ambos tiveram menores resultados quando comparados ao grupo reto (G30°= 10,31MPa; G17°= 14,36MPa e GR= 28,31MPa). O menor pico de tensão de cisalhamento foi no grupo 30°. A figura 2, representa o mapa de tensão de cisalhamento no osso cortical com diferentes tons de concentração de tensão no osso cortical para os diferentes grupos.

No entanto, dos valores obtidos para deformação, o grupo reto apresentou menor valor (GR= 0,00011 μ strain), seguido do grupo 30 graus (G30°= 0,00091 μ strain) e grupo 17 graus (G17°= 0,00095 μ strain). O menor pico de tensão de deformação foi no grupo reto, porém entre os grupos 17 e 30 graus não houve uma diferença significativa. O mapa de tensão de deformação no osso cortical se encontram na figura 3.

Osso medular: análise das tensões e deformações

Os valores obtidos para as análises das tensões e deformações no osso medular a partir da avaliação quantitativa estão apresentados na tabela 4.

Apresentando uma variação de 1,67 a 4,16Mpa, para os valores de tensão à tração no osso medular, nota-se que o grupo 17 graus apresentou o menor valor (G17°= 1,67MPa), seguido do grupo 30 graus (G30°= 2,34MPa). Ambos tiveram menores valores em comparação ao grupo reto (GR= 4,16MPa). O menor pico de tração foi do grupo 17 graus.

Em relação à Compressão, os valores variaram de 1,53 a 6,49MPa. O grupo 30 graus apresentou o menor valor (G30°= 1,53MPa), seguido do grupo 17°

Tabela 3: Análise das tensões e deformações no osso cortical nos diferentes grupos.

Grupo	Osso Cortical			
	Tração (MPa)	Compressão (MPa)	Cisalhamento (MPa)	Deformação (μ strain)
Reto	22,38	55,25	28,31	0,00011
17 graus	13,68	34,76	14,36	0,00095
30 graus	14,26	23,14	10,31	0,00091

Tabela 4: Valores obtidos para osso medular a partir das análises de tensões e deformações.

Grupo	Osso Medular			
	Tração (MPa)	Compressão (MPa)	Cisalhamento (MPa)	Deformação (μ strain)
Reto	4,16	6,49	3,32	0,0212
17 graus	1,67	1,78	0,98	0,0012
30 graus	2,34	1,53	1,04	0,0013

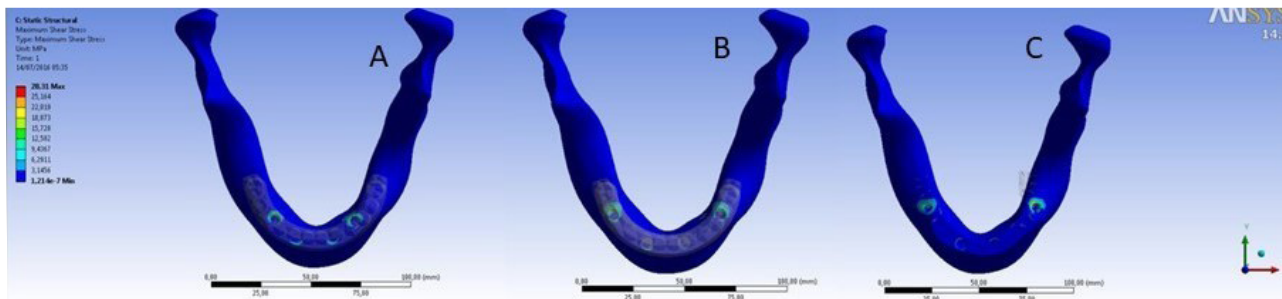


Figura 2: Mapa de tensão de cisalhamento no osso cortical dos grupos reto (A), 17° (B) e 30° (C).

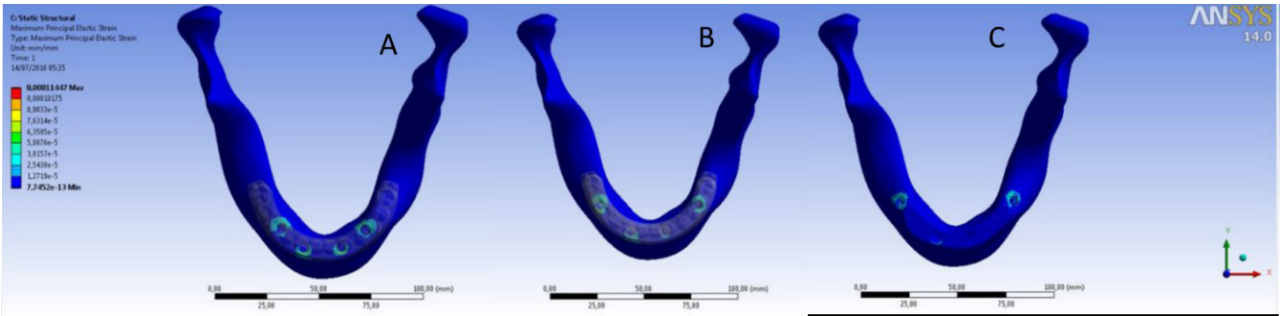


Figura 3: Mapa de tensão de deformação no osso cortical do grupo reto (A), 17° (B) e 30° (C).

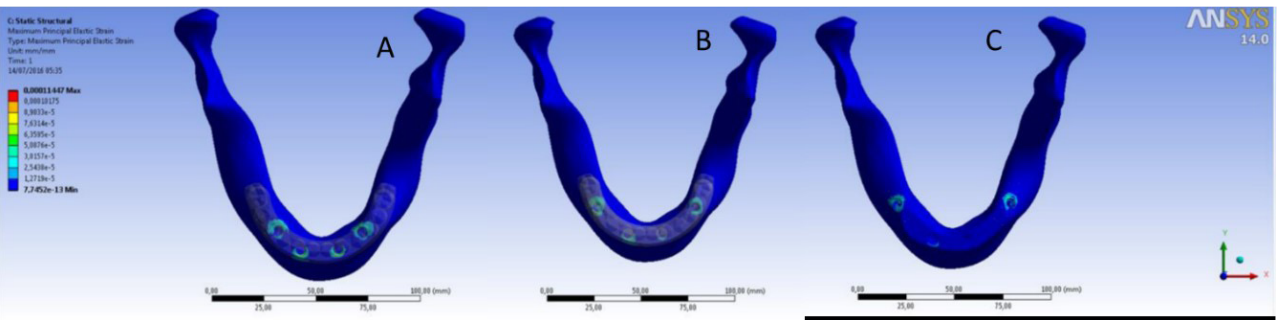


Figura 4: Mapa de tensão de cisalhamento no osso medular do grupo reto (A), 17° (B) e 30° (C).

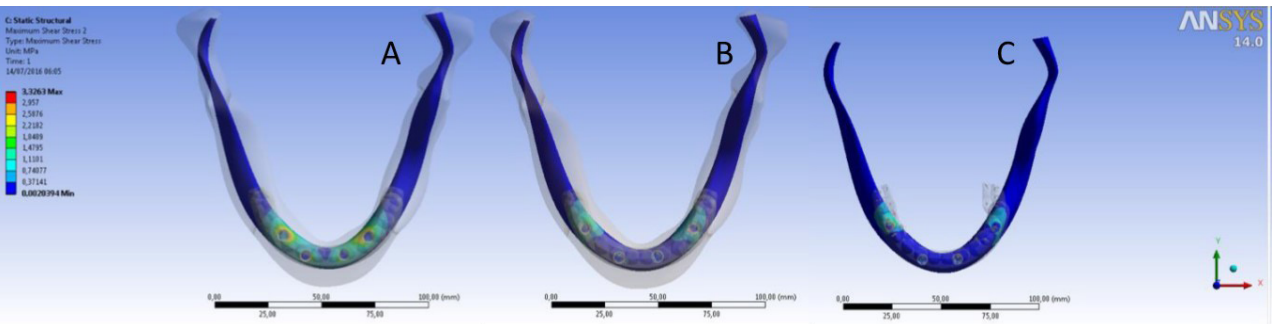


Figura 5: Mapa de tensão de deformação do osso medular no grupo reto (A), 17° (B) e 30° (C).

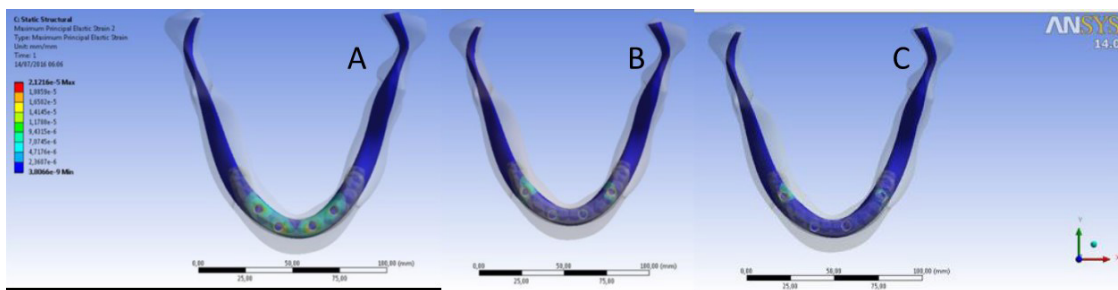


Figura 6: Mapa de tensão dos implantes dentários no grupo reto (A), 17° (B) e 30° (C).

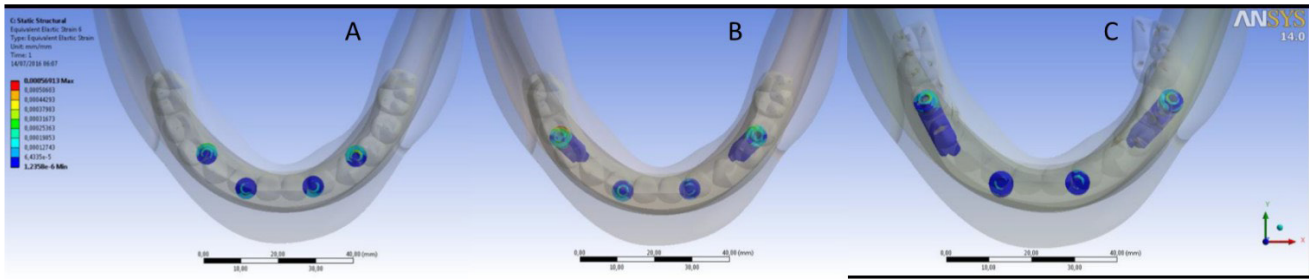


Figura 7: Mapa de tensão de deformação dos implantes no grupo reto (A), 17° (B) e 30° (C).

($G_{17^\circ} = 1,78\text{MPa}$), e, ambos tiveram menores valores em relação ao grupo reto ($GR = 6,49\text{MPa}$). O menor pico de compressão foi do grupo 30 graus.

Assim como nos resultados obtidos para tração, o grupo 17 graus também apresentou menor valores de resposta ao cisalhamento ($G_{17^\circ} = 0,98\text{MPa}$) e a para deformação ($GR_{17^\circ} = 0,0012\mu\text{strain}$). Seguidos pelo grupo 30 graus ($G_{30^\circ} = 1,04\text{MPa}$ e $GR_{30^\circ} = 0,0013\mu\text{strain}$) e o grupo reto ($GR = 3,32\text{MPa}$ e $GR = 0,0212\mu\text{strain}$). Nos mapas de tensão de cisalhamento (figura 4) e de deformação (figura 5), nota-se a diferença de tons de concentração de tensão no osso medular para o grupo reto em relação aos grupos 17 e 30 graus.

Implantes dentários: análise das tensões e deformações

Os resultados obtidos nas análises de tensões e deformações para cada implante nos grupos reto, 17 e 30 graus, estão apresentados nas tabelas 5 e 6 respectivamente. Dado que os implantes 1 e 4 são os implantes posteriores e os implantes 2 e 3 são os implantes anteriores. Os valores de tensão em von Mises variaram de 22,91Mpa (Implante 2= G_{17°) a 113,83Mpa (Implante 1= GR) enquanto que os valores de tensão de deformação variaram de 0,00022 μstrain (Implante 2= G_{17°) a 0,00065 μstrain (Implante 4= G_{17°).

Observa-se na figura 6, uma sutil variação do

gradiente de cores em função da concentração de tensão nos implantes dentários para os diferentes grupos. O mesmo acontece figura 7, que mostram a concentração de deformação nos implantes dentários nos três grupos.

DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos é uma importante ferramenta para análise de tensão de tração, compressão, cisalhamento e deformação no osso e tensão dos implantes, clinicamente difíceis de se obter através de experimentos in vivo. Através desta metodologia podemos analisar separadamente o comportamento das estruturas envolvidas numa reabilitação implantossuportada, além disto, esta metodologia nos indica um parâmetro para comparação clínica e elaboração de protocolos de recomendação biomecânica.

Neste estudo, a viabilidade dos implantes inclinados para reabilitações totais implantossuportadas demonstrou-se possível, uma vez que as magnitudes de tensão estiveram dentro do limite de resistência do tecido ósseo e titânio. Fato também relatado por Carvalho,¹³ na qual avaliou a influência da angulação dos implantes posteriores em reabilitações implantossuportadas na distribuição das tensões através da análise de elementos finitos tridimensional. Além disso, estudos clínicos relatam altas taxas de sucesso nas reabilitações em mandíbulas edêntulas com a técnica All-on-four.^{1,14-17}

Tabela 5: Análise das tensões dos implantes nos diferentes grupos.

Grupo	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
	Tensão von Mises (MPa)	Tensão von Mises (MPa)	Tensão von Mises (MPa)	Tensão von Mises (MPa)
Reto	113,83	61,84	63,46	71,35
17 graus	52,36	22,91	48,91	72,05
30 graus	52,52	24,23	23,48	70,02

Tabela 6: Análise das deformações dos implantes nos diferentes grupos.

Grupo	Implante 1	Implante 2	Implante 3	Implante 4
	Deformação (μstrain)	Deformação (μstrain)	Deformação (μstrain)	Deformação (μstrain)
Reto	0,00056	0,00030	0,00031	0,00035
17 graus	0,00047	0,00020	0,00044	0,00065
30 graus	0,00063	0,00022	0,00021	0,00047

Existe uma grande diversidade de metodologias empregadas no intuito de avaliar a biomecânica das próteses suportadas por implantes inclinados, o que dificulta a comparação dos resultados obtidos de forma direta.

No estudo de Maló et al², iniciaram uma série de estudos sobre implantes seguindo o conceito All-on-four, técnica cirúrgica na qual os dois implantes anteriores são axiais e dois implantes posteriores são inclinados. Os implantes posteriores imediatamente anteriores aos forames mentuais foram inclinados para distal, com uma angulação próxima a 30° em relação ao plano oclusal. Este estudo serviu de referência científica para a escolha de apenas 4 implantes e a angulação máxima de 30° do presente estudo, sugerindo que a técnica de 4 implantes pode ser utilizada em mandíbulas com alto índice de sucesso.

Em 2011, pelo método dos elementos finitos, Fazi et al¹⁸ analisaram seis diferentes configurações de implantes instalados na região entre os forames mentuais, com o número de implantes variando de 3 a 5 e os implantes distais inseridos tanto paralelo ao implantes axiais ou inclinado distalmente por 17 ou 34°. A configuração de três implantes paralelos resultou em maior tensão enquanto quatro e cinco implantes resultaram na distribuição de tensões semelhantes. Configurações com os implantes distais inclinados resultaram em uma distribuição de tensões mais favorável em todos os níveis sendo que nos inclinados em 34° houve uma redução ainda mais favorável de tensões no osso, prótese e implantes. Confirmando os resultados de Zampelis et al³ e Bevilacqua et al¹⁹, indo de encontro com os resultados da nossa pesquisa, na qual os valores de tensão no osso cortical e osso medular, nos grupos dos implantes inclinados em 17° e 30° foram menores em relação ao grupo com implantes retos.

As técnicas de implantes inclinados baseiam-se no aumento do polígono de sustentação e diminuição do cantilever, podendo assim promover uma melhor distribuição de carga ao conjunto osso – implante –, o que foi observado em nosso estudo tanto para a análise qualitativa quanto para a análise quantitativa, indo de encontro com o estudo de Duyck et al²⁰.

O aumento da inclinação de implantes não prejudicou a distribuição de tensões, como apresentado por nosso trabalho e corroborado por Malhotra et al²¹, utilizando a metodologia de elementos finitos. E também, de acordo com Fazi et al¹⁸, a distribuição das tensões na prótese All-on-four resultou em uma redução favorável de tensões no osso, quando comparada a próteses com implantes retos.

A análise do mapa de tensão máxima principal define o estudo para avaliar o osso cortical e medular, permitindo determinar riscos locais de fadiga e possível fracasso do osso fisiológico e de possível reabsorção óssea. Esse critério tem sido sugerido para análise de

materiais friáveis como o osso.²² Em nosso estudo, observou-se maior concentração de tensão no osso cortical do que no osso medular para os grupos reto, 17° e 30°. Quando comparamos os 3 grupos, observamos que as maiores concentrações de tensões no osso ocorreram na interface dos implantes posteriores, em todos os grupos, o que também foi encontrado no estudo de Kim et al²³ e Anitua et al²⁴.

Ainda em relação as tensões transmitidas ao osso, nossos resultados corroboram com outros resultados encontrados na literatura, que apontam elevada taxa de sobrevivência quando do uso dos implantes angulados.²⁵⁻²⁹ Entretanto, é importante considerar que mesmo com a magnitude de tensões maiores observadas no osso cortical, estes valores não ultrapassaram o limite de resistência do tecido ósseo, assim a técnica apresenta viabilidade e, poderia ser empregada, sob o ponto de vista biomecânico.

Nos mapas de tensão de von Mises, em que analisamos as tensões nos implantes nos diferentes grupos reto, 17° e 30°, os modelos sob cargas axiais bilaterais simulando situações de cargas que ocorrem durante a mastigação, e que os implantes foram considerados osseointegrados. Observamos em nosso estudo que as maiores concentrações de tensão ocorreram na região cervical dos implantes posteriores e que a concentração nestes implantes foi maior em sua porção disto-lingual, o que também foi observado no estudo de Li X et al.³⁰ Essa concentração de tensão foi semelhante para os 3 grupos, possivelmente por ser a região de aplicação da carga.

Ainda em relação a tensão de von Mises nos implantes, podemos citar que a angulação dos implantes posteriores levou a redução das tensões transmitidas aos implantes anteriores axiais, semelhantes aos achados do estudo de Naini et al¹⁰.

Quando realizados estudos clínicos comparativos entre implantes inclinados e implantes axiais, os resultados são bastante consensuais. Ao se avaliar taxa de sobrevivência dos implantes e sucesso das próteses não se observa diferença significativa entre os implantes inclinados e axiais e nem entre os implantes da maxila e da mandíbula.³¹⁻³⁶ Esses achados também foram observados em nosso estudo, em que a diferença da tensão de deformação nos implantes para os diferentes grupos não foi significativa.

Inúmeros trabalhos afirmaram que a técnica de inclinar implantes pode ser utilizada para apoiar próteses fixas até mesmo com carga imediata, sendo considerada uma técnica com excelente prognóstico, preservando estruturas nobres, como nervos, evitando o procedimento de enxerto ósseo, além de ser similar ao protocolo convencional e com mesma previsibilidade em relação perda óssea marginal e sucesso dos implantes e próteses, o que foi relatado em vários estudos.^{1,7,17,38-42} E em comparação a esses autores, o nosso estudo mostrou que a angulação dos implantes posteriores levou a

diminuição dos valores de tensão ao osso e implantes, que é um dos fatores de sucesso para longevidade das próteses implantossuportadas.

A técnica All-on-four oferece vantagens como a preservação das estruturas nobres, tais como o nervo alveolar inferior e plexo incisal, possibilitando a instalação de implantes de maiores comprimentos e, como cita Takahashi et al⁴³, o benefício associado a redução do cantilever distal, e a distribuição eficaz dos implantes na mandíbula, justificando os valores encontrados em nossa pesquisa, na qual todos os valores de tensão citados tanto para o osso cortical e medular foram menores para os grupos com implantes angulados em 17° ou 30°, quando comparados as tensões do grupo reto, que foram maiores, mostrando que tais resultados vão de encontro com experiências clínicas de que inclinando os implantes posteriores, diminuimos a extensão do cantilever da prótese e assim melhoramos a distribuição das tensões aos componentes osso – implante – prótese. E desta forma reduzimos os riscos de fadiga e fraturas nas reabilitações totais implantossuportadas, aumentando a vida útil e o sucesso de tais reabilitações.

CONCLUSÃO

Considerando metodologia proposta e as limitações do estudo, foi possível concluir que a angulação dos implantes posteriores em 17 e 30 graus favoreceu a distribuição das tensões no osso e implantes, interferindo positivamente na performance biomecânica das reabilitações totais implantossuportadas em mandíbulas edêntulas.

CONFLITO DE INTERESSE

Todos os autores declaram não haver nenhum conflito de interesse na elaboração deste estudo.

REFERÊNCIAS

1. Agliard E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed protheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21:459-65.
2. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16:1-132.
3. Francischone CE. Osseointegração na clínica multidisciplinar: estética e longevidade. *Quintessence.* 2016; 305-12.
4. Maló P, Nobre MA, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 2011; 142(3):310-

20.

5. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(1):2-9.
6. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(3):169-72.
7. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(1):88-94.
8. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: a clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7(2):143-52.
9. Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implantossuportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News.* 2008; 5(4):393-97.
10. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26:776-81.
11. Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech.* 2004; 37(1):27-35.
12. MatWeb: Material Property Data. Dados do Titânio - CAS Number: 7440-32-6. 1996- [citado em 2019 Sep 30]. Disponível em: <http://www.matweb.com/index.aspx>
13. Carvalho WK. Efeito da angulação dos implantes e conexão protética em abordagens sem enxertia para a reabilitação de maxila atrofica: uma análise pelo método dos elementos finitos[tese]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2017.
14. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR 3rd. The All On 4 shelf: mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69:175-81.
15. Butura CC, Galindo D, Jensen O. Mandibular All-on-four therapy using angled implants: a three- year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011; 55:795-811.
16. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14(5):646-54.

17. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008; 10(4):255-63.
18. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(4):752-9.
19. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(1):5-13.
20. Duyck J, van Oosterwyck H, Vander Sloten J, Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 11(5):465-75.
21. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an All-on-four situation. *Aust Dent J*. 2012; 57(4):440-5.
22. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008; 100(6):422-31.
23. Kim YK, Kim SG, Park JY, Yi YJ, Bae JH. Comparison of clinical outcomes of sinus bone graft with simultaneous implant placement: 4-month and 6-month final prosthetic loading. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011; 111(2):164-9.
24. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30(1):89-95.
25. Jensen OT, Adams MW. All-on-4 Treatment of highly atrophic mandible with mandibular V-4: report of 2 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67:1503-9.
26. Maló P, Nobre MA, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14(1):139-50.
27. Maló P, Nobre M De, Lopes A. Immediate loading of "All-on-4" maxillary prostheses using trans-sinus tilted implants without sinus bone grafting: a retrospective study reporting the 3-year outcome. *Eur J Oral Implantol*. 2013; 6(3):273-83.
28. Fortin Y, Sullivan RM. Terminal posterior tilted implants planned as a sinus graft alternative for fixed full-arch implant-supported maxillary restoration: a case series with 10- to 19-Year results on 44 consecutive patients presenting for routine maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016; 56-68.
29. Soto-Penaloza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The All-on-four treatment concept: systematic review. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9(3):474-88.
30. Zheng X, Li X, Tang Z, Gong L, Wang D. Effect of the number and inclination of implant on stress distribution for mandibular full-arch fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2014; 49(6):339-42.
31. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001; 3(1):39-49.
32. Del Fabro M, Testori T, Francetti L, Weinstein RL. Systematic review of survival rates for implants placed in grafted maxillary sinus. *Int J Periodont Restor Dent*. 2004; 24:565-77.
33. Capelli M, Zuffetti F, Fabbro MD, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22(4):639-64.
34. Fortin T, Isidori M, Bouchet H. Placement of maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAN guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(1):96-102.
35. Bateli M, Woemer W. Tilted implants to support a maxillary removable dental prosthesis: a case report. *Quintessence Int*. 2012; 43(3):191-5.
36. Crespi R, Vinci R, Capaaré P, Romanos G, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "All-on-four" immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(2):428-34.
37. Aparicio C, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 10(2):188-98.
38. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *J Prosthet Dent*. 2008; 99(3):167.
39. Agliardi EL, Francetti L, Romeo D, Deo Fabro M. Immediate loading in the fully edentulous maxilla without bone grafting: the V-II-V technique. *Minerva Stomatol*. 2008; 57(5):259-63.
40. Hinze M, Thalmeier T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading

of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(5):1011-8.

41. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M. Maximum use of the anterior maxillary buttress in severe maxillary atrophy with tilted, palatally positioned implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25:813-20.

42. Peñarrocha-Oltra D, Ata-Ali J, Candel-Marti ME, Peñarrocha-Diago MA. Oral rehabilitation with tilted dental implants: a meta-analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012.

43. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010; 54(4):179-84.