



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba

DEPARTAMENTO DE MATERIAIS ODONTOLÓGICOS E PRÓTESE

ANA CARLA GONÇALES DE SOUZA

Distribuição de tensões sobre implantes durante fase de osseointegração de pacientes desdentados totais sob diferentes níveis de posicionamento. Análise pelo método dos elementos finitos-3D

Araçatuba

2023

ANA CARLA GONÇALES DE SOUZA

Distribuição de tensões sobre implantes durante fase de osseointegração de pacientes desdentados totais sob diferentes níveis de posicionamento. Análise pelo método dos elementos finitos-3D

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” UNESP, para a obtenção do título de Mestre em Ciências – Área de Concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof. Associado Fellippo Ramos Verri

Araçatuba

2023

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S729d Souza, Ana Carla Gonçalves de.
Distribuição de tensões sobre implantes durante fase de osseointegração de pacientes desdentados totais sob diferentes níveis de posicionamento : análise pelo método dos elementos finitos-3D / Ana Carla Gonçalves de Souza. - Araçatuba, 2023
33 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Análise de elementos finitos 2. Fenômenos mecânicos 3. Implantes dentários 4. Prótese total I. T.

Black D15
CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha família pelo apoio,
por ser meu alicerce e por
ajudar na concretização desse sonho.

Agradecimentos

À **Deus**, que sempre foi meu sustento e autor do meu destino.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia de Araçatuba **Prof. Tit. Glauco Issamu Miyahara** e do vice-diretor **Prof. Tit. Alberto Carlos Botazzo Delbem**.

Ao programa de Pós-Graduação em Ciências da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP representado pelo seu coordenador Prof. Ass. **Juliano Pelim Pessan**, pela competência e qualidade na condução do programa de pós-graduação.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Fellippo Ramos Verri**: gostaria de expressar minha sincera gratidão por todo o apoio e orientação que você me proporcionou durante a realização deste trabalho. Sua presença constante, suas palavras encorajadoras e seus sábios conselhos foram fundamentais para mim. Não é fácil encontrar alguém que seja um orientador tão competente e, ao mesmo tempo, um tio tão maravilhoso quanto você. Seu comprometimento com minha educação e desenvolvimento acadêmico e profissional tem sido fundamental para o meu sucesso. Tenho profunda admiração pelo seu conhecimento e habilidades, mas, acima de tudo, pela sua bondade. Aprendi muito com você durante este processo e estou confiante de que as lições que obtive serão valiosas para o meu futuro. Espero que esta experiência seja o início de uma longa jornada de aprendizado e sucesso. Você, sem dúvida, é minha maior inspiração. Mais uma vez, muito obrigada por tudo o que fez por mim. Serei eternamente grata.

A **Prof^a. Dra. Aimée Maria Guiotti**, por ter compartilhado seus conhecimentos, paciência e gentileza durante o desenvolvimento deste trabalho. Seus ensinamentos serão fundamentais em minha vida acadêmica e profissional. E agradeço também por você ter aceitado o convite de participar da banca examinadora.

Ao **Prof. Dr. Victor Eduardo S. Batista**, por aceitar ser banca examinadora do meu trabalho. Sei que você tem uma filha pequena e mora em outra cidade, por isso, seu tempo e esforço são ainda mais valiosos para mim. Obrigada por sua disponibilidade.

A **Prof^a. Dra Hiskell Francine Fernandes e Oliveira**, agradeço imensamente por termos compartilhado uma experiência enriquecedora tanto em termos pessoais quanto profissionais. Sou grata pelo seu constante apoio e disposição em me auxiliar sempre que necessário. Além disso, você se tornou uma amiga muito querida. Agradeço a sua companhia, por nossas conversas instigantes e pelas sugestões valiosas que contribuíram imensamente para o sucesso deste trabalho. Sua dedicação aos estudos e à pesquisa é um exemplo a ser seguido e um verdadeiro incentivo para mim

Aos demais professores, mestres, doutores e funcionários da instituição, que de alguma forma sempre nos ensinaram com muita paciência e dedicação.

A todos os colegas e amigos da pós-graduação, pela convivência, companheirismo e amizade durante todo o curso.

À **minha família**, por todo o amor, apoio e encorajamento que me deram ao longo deste caminho. Sem o incentivo de vocês, eu não teria alcançado este marco. Obrigada por estar sempre ao meu lado, por me animar nos momentos difíceis e por serem minha fonte constante de inspiração. Este sucesso é de todos nós e estou muito feliz por compartilhá-lo com vocês. Amo muito vocês.

Epígrafe

“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível.”

Charles Chaplin

Gonçales-Souza, AC. **Distribuição de tensões sobre implantes durante fase de osseointegração de pacientes desdentados totais sob diferentes níveis de posicionamento. Análise pelo método dos elementos finitos-3D.** 33 f 2023. Dissertação (Mestrado). Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2023.

O objetivo desse estudo foi avaliar o estresse gerado no osso de suporte, implante e componentes comparando implantes submersos com implantes não submersos em duas situações diferentes de carga mandibular ovedenture/protocolo usando análise de elementos finitos 3D. Dois modelos 3D foram modelados usando imagem digitalizada de um modelo mandibular de laboratório e prótese total, incluindo 4 implantes colocados no nível da crista nas regiões dos dentes #46, #43, #33 e #36. O osso tipo II foi simulado, separando osso cortical e trabecular. O desenho do implante e dos componentes (cicatrizadores e parafusos de cobertura) foram obtidos a partir de uma simplificação do desenho original da marca. Cicatrizadores de 2,5mm e parafusos de cobertura com 0mm de altura de implante cone morse foram modelados para simular técnicas não submersas e submersas, respectivamente. 256,2N de carga vertical (0°) e oblíqua (45°) foram aplicados sobre a prótese total. A análise de deslocamento e tensão de von Mises e Máxima Tensão Principal foi realizada usando o ANSYS 19.2. Resultados: Os mapas de deslocamento de ossos, implantes e componentes não mostraram diferenças substanciais e valores clinicamente aceitáveis para todos os modelos. A análise de Von Mises mostrou mapas de distribuição geral semelhantes para ossos, implantes e componentes, com tensão mais concentrada para carga oblíqua. A individualização dos implantes e componentes mostrou maior concentração de tensão de von Mises no colo dos implantes da técnica não submersa. A análise das tensões principais máximas mostrou que a técnica não submersa concentrou maiores tensões de tração e compressão principalmente no lado de carga do carregamento oblíquo.

Conclusões: De acordo com os resultados, condições e limitações deste estudo, a técnica não submersa aumenta o estresse transferido para o osso, o que pode ser prejudicial à fase inicial da osseointegração principalmente para carga oblíqua.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos; fenômenos mecânicos; implantes dentários, prótese total.

Gonçales-Souza, AC. **Stress distribution over bone, implants, and componentes comparing submerged versus non-submerged technique. A study by 3D finite element analysis.**, 33 f. 2023. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2023.

Abstract:

Purpose: To evaluate the stress generated on supporting bone, implant, and componentes by comparing submerged implants with non-submerged implants in two different loading situations of mandibular overdenture/protocol situation using 3D finite element analysis.

Materials and methods: Two 3D models were modeled using a scanned image of a laboratory mandibular model and complete denture, including 4 implants placed at crestal level in regions of teeth #46, #43, #33, and #36. Type II bone was simulated, separating cortical and trabecular bone. The implant and componentes (healing cap and cover screws) design were obtained from a simplification of the original brand design. Healing caps of 2,5mm and cover screws with 0mm height of morse taper implant were modeled to simulate non-submerged and submerged techniques, respectively. 256,2N of vertical (0°) and oblique (45°) loadings were applied over complete denture. Displacement and stress analysis of von Mises and Maximum Principal Stress was performed using ANSYS 19.2.

Results: Displacement maps of bones, implants, and componentes showed no substantial differences and clinically acceptable values for all models. Von Mises analysis showed similar general distribution maps for bones, implants, and componentes, with more concentrated stress for oblique loading. Individualization of implants and componentes showed a higher concentration of von Mises stress on the neck of implants of nonsubmerged technique. Maximum principal stress analysis showed that the non-submerged technique concentrated higher tractive and compressive stress mainly on the loading side of oblique loading.

Conclusions: According to the results, conditions, and limitations of this study non-submerged technique increases the stress transferred to the bone which

could be harmful to the initial phase of osseointegration mainly for oblique loading.

Keywords: finite element analysis, mechanical phenomena, dental implant, complete denture

Lista de figuras

Figura 1 – Descrição esquemática dos modelos mostrando estruturas malhadas individualizadas, restrições e cargas.

(a) prótese total (base e dentes); (b) mucosa; (c) parafusos da tampa; (d) implantes (região dos dentes 46, 43, 33 e 36); (e) osso cortical; (f) osso trabecular; (g) tampa de cicatrização.

Figura 2 – Mapas gerais de deslocamento de ossos, implantes e componentes (unidade = mm)

Figura 3 – Mapas General von Mises de ossos, implantes e componentes (unidade = MPa)

Figura 4 – Mapas de Von Mises dos implantes e componentes das regiões #46 e #43 (unidade = MPa)

Figura 5 – Mapas gerais de tensão principal máxima de ossos, implantes e componentes (unidade = MPa)

Figura 6 – Mapas de Tensão Principal Máxima dos ossos das regiões #46 e #43 (unidade = MPa)

Lista de tabelas

Tabela 1 - Descrição dos modelos de estudo

Tabela 2 - Propriedades mecânicas de todos os materiais simulados

Sumário

<i>Introdução</i>	15
<i>Proposição</i>	17
<i>Material e Métodos</i>	17
<i>Resultados</i>	18
<i>Discussão</i>	20
<i>Conclusão</i>	22
<i>Agradecimentos</i>	22
<i>Referências</i>	23
<i>Tabela 1</i>	27
<i>Tabela 2</i>	27
<i>Figura 1</i>	28
<i>Figura 2</i>	29
<i>Figura 3</i>	30
<i>Figura 4</i>	31
<i>Figura 5</i>	32
<i>Figura 6</i>	33
<i>Guidelines Journal of Prosthodontics</i>	34

Gonçales-Souza, AC. Distribuição de tensões sobre implantes durante fase de osseointegração de pacientes desdentados totais sob diferentes níveis de posicionamento. Análise pelo método dos elementos finitos-3D.

[Dissertação](Mestrado). Araçatuba: UNESP — Univ. Estadual Paulista; 2023.

Objetivo: Avaliar o estresse gerado no osso de suporte, implante e componentes comparando implantes submersos com implantes não submersos em duas situações diferentes de carga mandibular ovedenture/protocolo usando análise de elementos finitos 3D.

Materiais e métodos: Dois modelos 3D foram modelados usando imagem digitalizada de um modelo mandibular de laboratório e prótese total, incluindo 4 implantes colocados no nível da crista nas regiões dos dentes #46, #43, #33 e #36. O osso tipo II foi simulado, separando osso cortical e trabecular. O desenho do implante e dos componentes (cicatrizadores e para fusos de cobertura) foram obtidos a partir de uma simplificação do desenho original da marca. Cicatrizadores de 2,5mm e parafusos de cobertura com 0mm de altura de implante cone morse foram modelados para simular técnicas não submersas e submersas, respectivamente. 256,2N de carga vertical (0°) e oblíqua (45°) foram aplicados sobre a prótese total. A análise de deslocamento e tensão de von Mises e Máxima Tensão Principal foi realizada usando o ANSYS 19.2.

Resultados: Os mapas de deslocamento de ossos, implantes e componentes não mostraram diferenças substanciais e valores clinicamente aceitáveis para todos os modelos. A análise de Von Mises mostrou mapas de distribuição geral semelhantes para ossos, implantes e componentes, com tensão mais concentrada para carga oblíqua. A individualização dos implantes e componentes mostrou maior concentração de tensão de von Mises no colo dos implantes da técnica não submersa. A análise das tensões principais máximas mostrou que a técnica não submersa concentrou maiores tensões de tração e compressão principalmente no lado de carga do carregamento oblíquo.

Conclusões: De acordo com os resultados, condições e limitações deste estudo, a técnica não submersa aumenta o estresse transferido para o osso, o que pode ser prejudicial à fase inicial da osseointegração principalmente para carga oblíqua.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos; fenômenos mecânicos; implantes dentários, prótese total.

INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados têm sido considerados uma opção excelente e favorável para reabilitar pacientes edêntulos totais, apresentando bom acompanhamento do tratamento e conforto ao solucionar problemas persistentes causados pelo uso de próteses totais mandibulares.¹⁻² O sucesso ou insucesso dos implantes está diretamente ligado ao processo de osseointegração envolvendo a estabilidade primária pelo travamento do corpo do implante no osso cortical/trabecular e posteriormente pelo travamento biológico pela remodelação contínua do osso.³⁻⁴ Clinicamente, o controle mecânico durante a fase de osseointegração e após a instalação final da prótese influencia o sucesso do tratamento. As forças fisiológicas são bem toleradas pelos implantes, principalmente forças compressivas, mas o alto estresse de tração no osso peri-implantar pode induzir a reabsorção, resultando em falha do tratamento.⁵⁻⁹ É relatado que o movimento de 150 micrômetros ou mais pode levar à falha da osseointegração.⁸⁻⁹ Este movimento pode levar a micro-sangramento e induzir a formação de tecido fibrótico em vez de osso saudável na região peri-implantar. Desta forma, é interessante não sobrecarregar os implantes para não gerar micromovimentações prejudiciais.

Clinicamente existem duas formas de conseguir a osseointegração: técnica submersa ou não submersa. A técnica submersa utiliza o fechamento primário do retalho conforme inicialmente descrito por Branemark como uma cirurgia em dois tempos e a técnica não submersa utiliza a remodelação dos tecidos moles ao redor das cicatrizadores evitando a necessidade de uma segunda intervenção.¹⁰⁻¹¹ A principal justificativa para a técnica submersa é o menor risco de infecção e micromovimento do implante durante a fase de osseointegração.¹² No entanto, alguns estudos relataram que a osseointegração poderia ser alcançada usando apenas uma cirurgia de etapa.

Do ponto de vista clínico, a cirurgia em passo único (técnica não submersa) pode melhorar alguns pontos do tratamento, como redução do tempo de tratamento e tempo de cicatrização para prótese definitiva.¹⁶ Além disso, pode melhorar os custos do tratamento, pois não será feita uma cirurgia. Alguns estudos relatam que os implantes na fase de cicatrização da osseointegração

apresentaram menor perda óssea peri-implantar e melhor manutenção dos tecidos moles.¹⁷⁻¹⁹ Dessa forma, quando uma boa estabilidade primária é alcançada, a técnica não submersa pode ser indicada evitando as desvantagens relacionadas à técnica submersa.¹⁴ Outros estudos relatam taxas de sucesso comparáveis entre essas técnicas.¹⁹⁻²² No entanto, alguns autores acreditam que a escolha da técnica é controversa principalmente em alguns casos onde alguma carga mecânica na área implantada pode estar presente durante a fase inicial de osseointegração como em situações de overdenture/protocolos sob uso de próteses totais temporárias.²³ Nessas situações, o reembasamento da base protética com materiais soft é indicado para reduzir o estresse transferido para a interface osso-implante.²⁴⁻²⁶ Portanto, a avaliação mecânica dessas situações poderia contribuir para o estabelecimento de protocolos mais confiáveis para esses pacientes.

Estudos biomecânicos comparativos para verificar essas diferenças podem ser úteis para melhorar a compreensão do uso clínico dessas técnicas em implantodontia. O método dos elementos finitos permite essa avaliação e tem sido amplamente utilizado para esse fim.²⁷ Alguns relatos utilizando essa metodologia já analisaram o efeito da distribuição de tensões sobre próteses totais,^{24,28-29} mas não focaram a técnica submersa versus não submersa, incluindo apenas condições de carga vertical que fisiologicamente são mais favoráveis à implantodontia.

Portanto, o presente estudo teve como objetivo avaliar situação de prótese mandibular suportada por 4 implantes durante o primeiro estágio da osseointegração, comparando o estresse gerado no implante, cicatrizadores ou parafusos de cobertura e tecido ósseo, simulando a técnica submersa e não submersa, sob carga vertical e oblíqua, por análise de elementos finitos 3D. A hipótese nula é de que não há diferença na distribuição de tensão no implante e nas estruturas de suporte quando a técnica é alterada.

PROPOSIÇÃO

Avaliar o estresse gerado no osso de suporte, implante e componentes, comparando implantes submersos com implantes não submersos em situação de instalação de 4 implantes mandibulares para posterior confecção de ovedenture/protocolo, utilizando a análise de elementos finitos 3D.

MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo foram modelados 2 modelos tridimensionais simulando situações de técnica submersa versus não submersa variando a cobertura do implante em cicatrizadores para a técnica não-submersa e parafuso de cobertura para a técnica submersa ficando nesta técnica a prótese total provisória em contato direto com a mucosa de revestimento alveolar. Uma descrição dos modelos é apresentada na Tabela 1.

O osso foi modelado usando arquivo digitalizado de um modelo de laboratório mandibular edêntulo e uma prótese total sobre ele no software Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA). Foi feita a separação de uma camada de 2mm para simular a mucosa e outra camada de 1mm simulou o osso cortical, sendo o restante da estrutura simulada como o osso trabecular. Uma prótese total assentada neste modelo foi digitalizada e utilizada para simular a área externa da prótese total simulada. A simplificação de superfícies foi feita seguindo a metodologia de estudos anteriores.^{27, 30-31}

A geometria dos implantes e componentes foi feita utilizando o desenho original da marca selecionada, modelo de implante cone morse 3,5x10mm UNITITE (SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil). O desenho foi exportado usando SolidWorks (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) em formato de arquivo .stp para Rhinoceros 3D. Todas as simplificações da superfície necessárias para a técnica de elementos finitos foram realizadas sem perda de informação para a análise de elementos finitos. A única diferença entre os modelos foi a presença de diferentes parafusos de cobertura sobre os

implantes na técnica submersa, com a mucosa recobrimo-a, e para simular a técnica não submersa cicatrizadores expostos foram utilizados permanecendo em contato com o meio externo e, portanto, com a prótese provisória. Os cicatrizadores foram modelados para atingir o nível da mucosa e serem expostos em 0,5mm. Quatro implantes foram posicionados nas áreas dos dentes #46, #43, #33 e #36 ao nível da crista óssea. Uma apresentação detalhada dos modelos simulados é ilustrada na Figura 1.

A análise de elementos finitos foi feita pelo Ansys 19.2 (Southpointe, PA, EUA). O processamento da malha foi feito usando CFD (Computational Fluid Dynamics) para permitir alto desempenho para superfícies complexas. O número de nós/elementos de cada modelo foi apresentado na tabela 1. As propriedades mecânicas de todos os materiais simulados foram obtidas de estudos publicados e apresentadas na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Dois tipos de contato foram simulados: “sem separação” e “colado”. Os contatos entre dentadura/cicatrizadores, dentadura/mucosa, mucosa/cicatrizadores e mucosa/parafusos de cobertura foram considerados “sem separação”. Todos os outros contatos foram considerados “colados”. As restrições dos modelos foram assumidas nas direções “x, y e z” e aplicadas nas seções distais do osso (cortical e trabecular). As cargas simuladas foram aplicadas verticalmente e a 45 graus diretamente na região oclusal dos dentes distribuindo um total de 256,2N de carga conforme valores obtidos no estudo de Alvarez-Arenal et al., 2014.³³ Posteriormente, foi feita a solução do problema, gerando-se mapas de deslocamento, mapas de von Mises e mapas de máxima tensão principal para ilustrar os resultados.

RESULTADOS

Mapas de deslocamento de ossos, implantes e componentes estão mostrados na Figura 2. Apesar de não existir contato direto entre parafusos de cobertura e prótese total provisória foi possível verificar mapas semelhantes quando a técnica cirúrgica foi comparada tanto para carga vertical quanto oblíqua. De fato, sob carga vertical, o osso cortical apresenta uma área um pouco

maior no M1 na franja de 0,06mm na região anterior quando comparado ao M2 mostrando que a tendência de movimento é maior para o osso quando não há contato direto sobre o implante visto que neste modelo o contato se fez pela mucosa (Figura 2, setas pretas). Na carga oblíqua, essa tendência também é observada mas apresenta-se menos aparente sob análise qualitativa.

A análise de Von Mises de ossos, implantes e componentes mostrou mapas de distribuição de tensão semelhantes ao comparar a técnica submersa (M1) versus não submersa (M2) (Figura 3). É possível observar que a carga oblíqua gera concentração de tensões no lado da aplicação da força, principalmente nos cicatrizadores (M2) quando comparadas aos parafusos de cobertura (M1) (Figura 3, setas pretas). Para ver diferenças mais detalhadas, o conjunto implante/componentes das regiões #43 e #46 foram individualizados para ambos os modelos na Figura 4. Foi possível verificar que a carga oblíqua transferiu mais estresse do que a carga vertical em ambos os modelos; no entanto, esse achado foi mais visível no M2 (cicatrizadores) onde nos implantes #46 e #43 o nível de tensão aumentou em praticamente 4 vezes na região do pescoço do implante. Além disso, uma comparação direta entre as técnicas mostrou que a técnica não submersa apresentou maior distribuição de tensões que a técnica submersa (Figura 4, setas pretas). Para ver se esse aumento de tensão foi transferido para o osso, foi feita uma análise de tensão máxima principal do osso.

A análise da tensão máxima principal demonstrou uma distribuição de tensão semelhante entre os modelos (Figura 5). Observou-se maior área de tensão de tração na região distal do modelo, na cortical óssea, próximo à fixação do modelo (setas pretas curtas, Figura 5). Essa área diminui apenas no lado sem carga quando a força oblíqua é aplicada. A carga vertical mostrou uma discreta, mas visível, maior concentração de estresse de tração em M1 na área próxima à sínfise e mesialmente aos implantes distais. No carregamento oblíquo, essa característica também foi observada, incluindo um aumento da tensão de compressão próximo ao implante nº 43 (setas pretas mais longas, Figura 5). Para ver a distribuição interna da tensão, uma seção dos implantes nº 43 e nº 46 foi plotada na figura 6. Nesta figura é possível verificar que sob carregamento vertical os mapas são quase iguais exceto por uma pequena área de estresse compressivo na área vestibular do implante #43 no M2. Sob carga oblíqua,

houve um aumento do estresse de tração no lado lingual do colo do implante em M2 (setas pretas mais curtas, Figura 6) e do estresse compressivo no lado vestibular principalmente no implante de #43 (seta preta mais longa, Figura 6). Apesar dessas diferenças, o valor de estresse apresentado foi baixo (ao redor de 10MPa na tração e -1MPa na compressão).

DISCUSSÃO

Este estudo avaliou o deslocamento e a distribuição de tensão no implante, cicatrizadores ou parafusos de cobertura em situações de prótese mandibular suportada por 4 implantes com foco em descrever diferenças para a fase inicial da osseointegração por simulação de técnica submersa e não submersa e teve hipótese nula de que não haveria diferenças nos resultados. No entanto, a hipótese nula foi rejeitada uma vez que algumas diferenças, principalmente na distribuição de tensões, foram observadas.

Considerando os resultados dos mapas de deslocamento é possível postular que o movimento prejudicial não é esperado para ambas as técnicas pois o valor foi baixo. No entanto, o estresse transferido para as estruturas de suporte neste estudo não foi comparável à quantidade de uma prótese implantossuportada fixa sob aplicação de forças que é bem maior.³³ Desta forma, é de se esperar que a resistência dos materiais envolvidos neste estudo nunca será alcançada. No entanto, é questionável se essa pequena diferença na distribuição de tensão mostrada pelos mapas de von Mises e Tensão Máxima Principal realmente afeta a longevidade dos implantes na fase inicial de cicatrização do processo de osseointegração. Levando em consideração essas informações, a literatura ainda tem resultados controversos.^{10-11,13-14,16-23}

O aumento de tensão nos implantes e ossos no modelo com a técnica não submersa pode ser consequência de um simples fenômeno físico, pois a presença de cicatrizadores aumenta o ponto de aplicação de carga neste modelo. Como se espera um braço de alavanca mais alto, esse resultado não surpreendeu e está de acordo com a literatura.²⁴ Existe até um consenso de que o uso de materiais macios para reembasamento da base da prótese nessa fase diminui a transferência de tensões para as estruturas de suporte e é indicado.²⁵⁻

²⁶ Clinicamente, a observação tende a ser preocupante sobre esta situação, pois os pacientes se sentem confortáveis apoiando-se sobre os cicatrizadores e geralmente ocluem forçando a prótese sobre estas estruturas com mais força do que quando não há pontos de apoio para a prótese.

Existe apenas um estudo envolvendo a metodologia AEF 3D para comparar os resultados com este estudo.²⁵ Os resultados estão de acordo com este estudo, pois indicaram que a exposição dos cicatrizadores durante o período de cicatrização inicial pode ser considerada um risco potencial, principalmente quando a prótese não é revestida com materiais soft. Além disso, cicatrizadores ao nível gengival deveriam ser usados após a cirurgia de implante de um estágio ou a reabertura dos implantes por causar menos estresse para as estruturas de suporte do que longos cicatrizadores que gerariam grandes alavancas. É importante ressaltar que o estudo prévio comparativo foi feito com apenas 2 implantes, simplificando o implante para uma superfície cilíndrica alisada, pois o teste de convergência não resultou em diferença para o estudo, e usando tamanho de implante 4x10mm e não especificando a conexão do implante. A carga foi menor (85N) distribuída apenas em caninos e primeiros molares de um lado do arco sem descrição do ângulo de aplicação e restrições aplicadas nas direções x, y e z na base do modelo.²⁵ Neste estudo apenas cicatrizadores ao nível gengival foram modelados e mesmo assim foram suficientes para ver as diferenças. Além disso, a alteração da restrição pode contribuir para não apresentar mais diferenças neste estudo devido à propagação da interferência da restrição alcançada próximo aos implantes posteriores. No entanto, considerando a aproximação clínica, a restrição no final do modelo pode até não ser a ideal, mas é mais aplicável clinicamente pois condiz mais com a realidade.

A camada mucosa neste estudo foi simulada com espessura de 2mm e pode ser considerada um biótipo médio. A literatura descreve que o biótipo do tecido peri-implantar é um parâmetro intrínseco que afeta tanto os aspectos estéticos quanto funcionais da reabilitação com implantes, influenciando a remodelação dos tecidos duros e moles, e o biótipo espesso é uma característica desejável que fornece resultados cirúrgicos e protéticos mais previsíveis.³³ Clinicamente observa-se que biótipos finos apresentam mucosite com maior

frequência. Este fato poderia justificar porque alguns estudos demonstraram resultados semelhantes em ambas as técnicas.¹⁹⁻²²

Por fim, pensando no conforto e satisfação do paciente, a técnica não submersa poderia ser preferível à submersa.¹⁹ Entretanto, a real influência da técnica ainda não é um consenso. É necessário esclarecer que muitos estudos clínicos que apresentaram vantagens de técnicas não submersas descrevem situações envolvendo implantes suportando próteses unitárias²¹⁻²³ onde obviamente há menos transferência de tensão para os cicatrizadores pela presença de dentes adjacentes. No entanto, considerando as próteses totais, é impossível não transferir algum estresse para os cicatrizadores. Desta forma, considerando as limitações e o desenho deste estudo computacional, parece que a técnica não submersa permanece controversa e está em acordo com alguns estudos.²³ Assim, se baixos níveis de estresse prejudicam a cicatrização inicial de implantes, especialmente nos primeiros dias de pós-operatório, ainda justifica esta atenção em estudos futuros, visto que a maior parte de perda na fase inicial é após a cirurgia de implantação.

CONCLUSÃO

De acordo com as condições e limitações deste estudo foi possível concluir que:

1. A tensão transferida pela carga oblíqua é mais prejudicial do que a carga vertical;
2. O estresse transferido para o osso, implante e cicatrizadores pode ser prejudicial à fase inicial da osseointegração quando se usa uma técnica não submersa.

AGRADECIMENTOS

1. Os autores gostariam de agradecer às bolsas FAPESP 2017/03744-1 por sua contribuição e apoio.
2. Os autores agradecem ao SIN (Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil) pela contribuição e apoio.

REFERÊNCIAS

1. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993;6:203-8.
2. Geertman ME, Boerrigter EM, vanWaas MA, van Oort RP. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *J Prosthet Dent* 1996;75:194-204.
3. Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:1–12.
4. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:251–62.
5. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43:192-203.
6. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99–119.
7. Chong W, Davliakos JP, Fischman B, Saadoun AP, Takacs G. Immediate loading. *Implant Dent* 2002;11:315–23.
8. Flanagan D, Ilies H, Lasko B, Stack J. Force and movement of non-osseointegrated implants: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2009;35:270–6.
9. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M, Sadr-Eshkevari P. Micromotion and stress distribution of immediate loaded implants: a finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:267–71.
10. Cochran DL, Douglas HB. Augmentation of osseous tissue around nonsubmerged endosseous dental implants. *Int J Periodont Restorat Dent* 1993;13:506-19.
11. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:150-4.

12. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
13. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws: Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:260-73.
14. Mumcu E, Bilhan H, Geckili O. The influence of healing type on marginal bone levels of implants supporting mandibular overdentures: A randomized clinical study. *Indian J Dent Res* 2012;23:514-8.
15. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: A 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:247-59.
16. Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W, et al. One-step surgical placement of Brånemark implants: A prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:454-62.
17. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B, Wagner W. Hard and soft tissue reactions to ITI screw implants: 3-year longitudinal results of a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:749-57.
18. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:559-71.
19. Kim YK, Kim SG, Oh HK, Choi YG, Cho YS, Oh YH, et al. Evaluation of peri-implant tissue in nonsubmerged dental implants: A multicenter retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:189-95.
20. Fiorellini JP, Buser D, Paquette DW, Williams RC, Haghghi D, Weber HP. A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants in beagle dogs. *J Periodontol* 1999;70:248-54.
21. Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and nonsubmerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 1999;26:600-7.
22. Cecchinato D, Bengazi F, Blasi G, Botticelli D, Cardarelli I, Gualini F. Bone level alterations at implants placed in the posterior segments of the

- dentition: Outcome of submerged/nonsubmerged healing: A 5-year multicenter, randomized, controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:429-31.
23. Choi BH, Li J, Kim HS, Ko CY, Jeong SM, Xuan F. Comparison of submerged and nonsubmerged implants placed without flap reflection in the canine mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105(5):561-5.
 24. Santos MB, Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF. Influence of thickness and area of reline on the stress distribution in periimplant bone during the healing period: a three dimensional finite element analysis. *Gen Dent* 2012;60:231-6.
 25. dos Santos MB, Da Silva Neto JP, Consani RL, Mesquita MF. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *J Oral Rehabil* 2011; 38:691–6.
 26. Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thicknesses mediating stress transfer for immediatelyloaded 2-implant supported mandibular overdentures: finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2016;116(3):356-61.
 27. Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *Scientific World Journal* 2015;2015:321528.
 28. Sadr K, Alipour J, Heidary F. Finite element analysis of soft lined mandibular complete denture and its supporting structure. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2012;6:37-41.
 29. Taguchi N, Murata T, Hamada T, Hong G. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. *J Oral Rehabil* 2001;28:1003-8.
 30. Verri FR, Batista VEDS, Santiago Jr. JF, Almeida DADF, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Materials Science & Engineering C: Materials for Biological Applications* 2014;45:234–40.

31. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of Biomechanics* 2015;48(1):138–45.
32. Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosal thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed* 2008; 92: 213–23.
33. Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2014; 112(3):508-14.

Tabela 1 – Descrição dos modelos de estudo

Modelo	Implantes	Técnica cirúrgica	Nós/elementos
M1	4 x 3,5x10mm	Submersa (parafuso de cobertura)	1080881/5471639
M2	4 x 3,5x10mm	Não-submersa (cicatrizador)	1159812/5884858

Tabela 2 – Propriedades mecânicas de todos os materiais simulados

Material	Módulo de elasticidade (E- GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso cortical	13,7	0,30	27, 30, 31
Osso trabecular	1,37	0,30	27, 30, 31
Mucosa	0,34	0,45	32
Titânio	110	0,35	27, 30, 31
Resina acrílica (dentes e base)	1,96	0,30	32

Figura 1 – Descrição esquemática dos modelos mostrando estruturas malhadas individualizadas, restrições e cargas. (a) prótese total (base e dentes); (b) mucosa; (c) parafusos de cobertura; (d) implantes (região dos dentes 46, 43, 33 e 36); (e) osso cortical; (f) osso trabecular; (g) tampa de cicatrização.

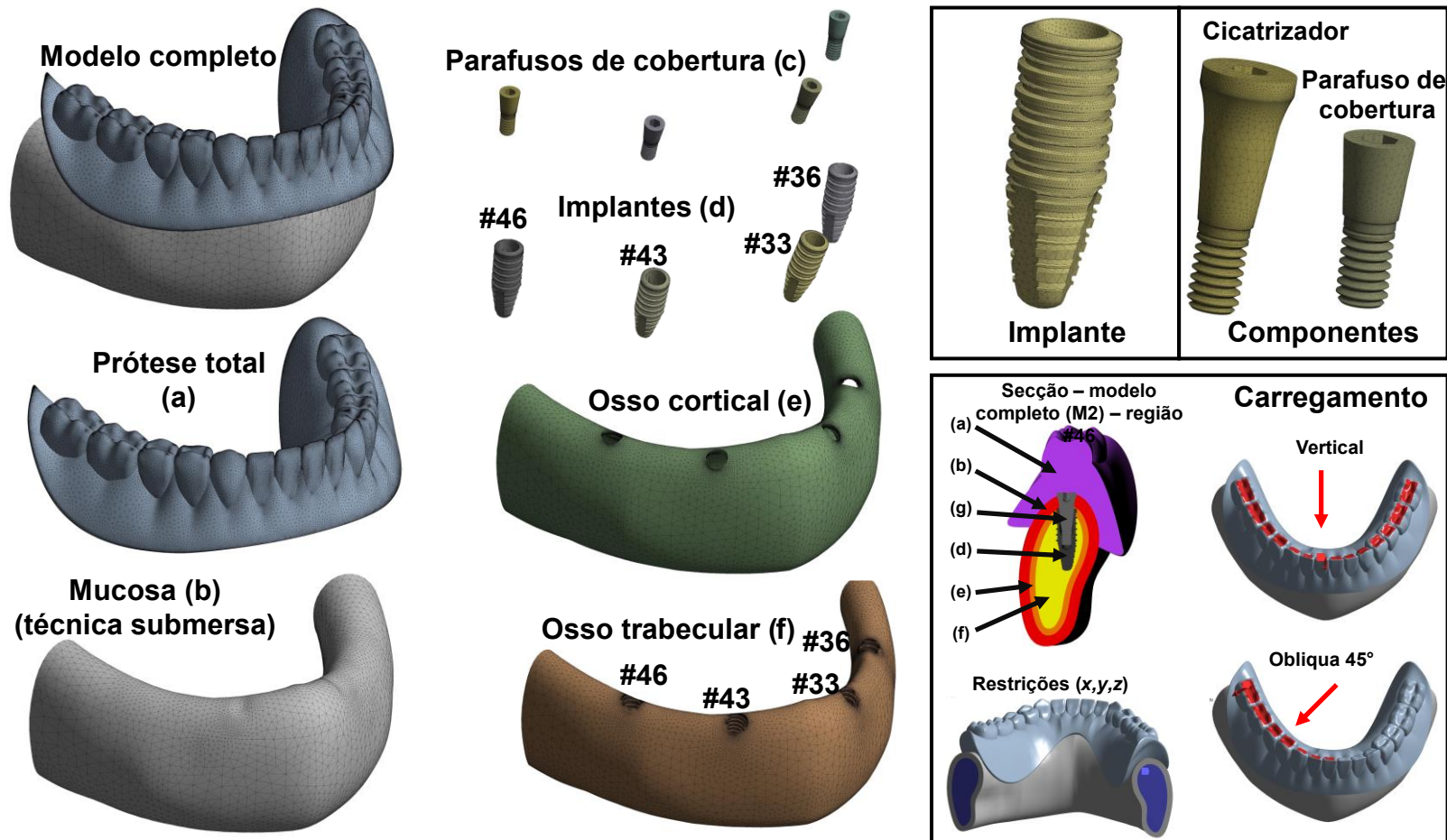


Figura 2 – Mapas gerais de deslocamento de ossos, implantes e componentes (unidade = mm)

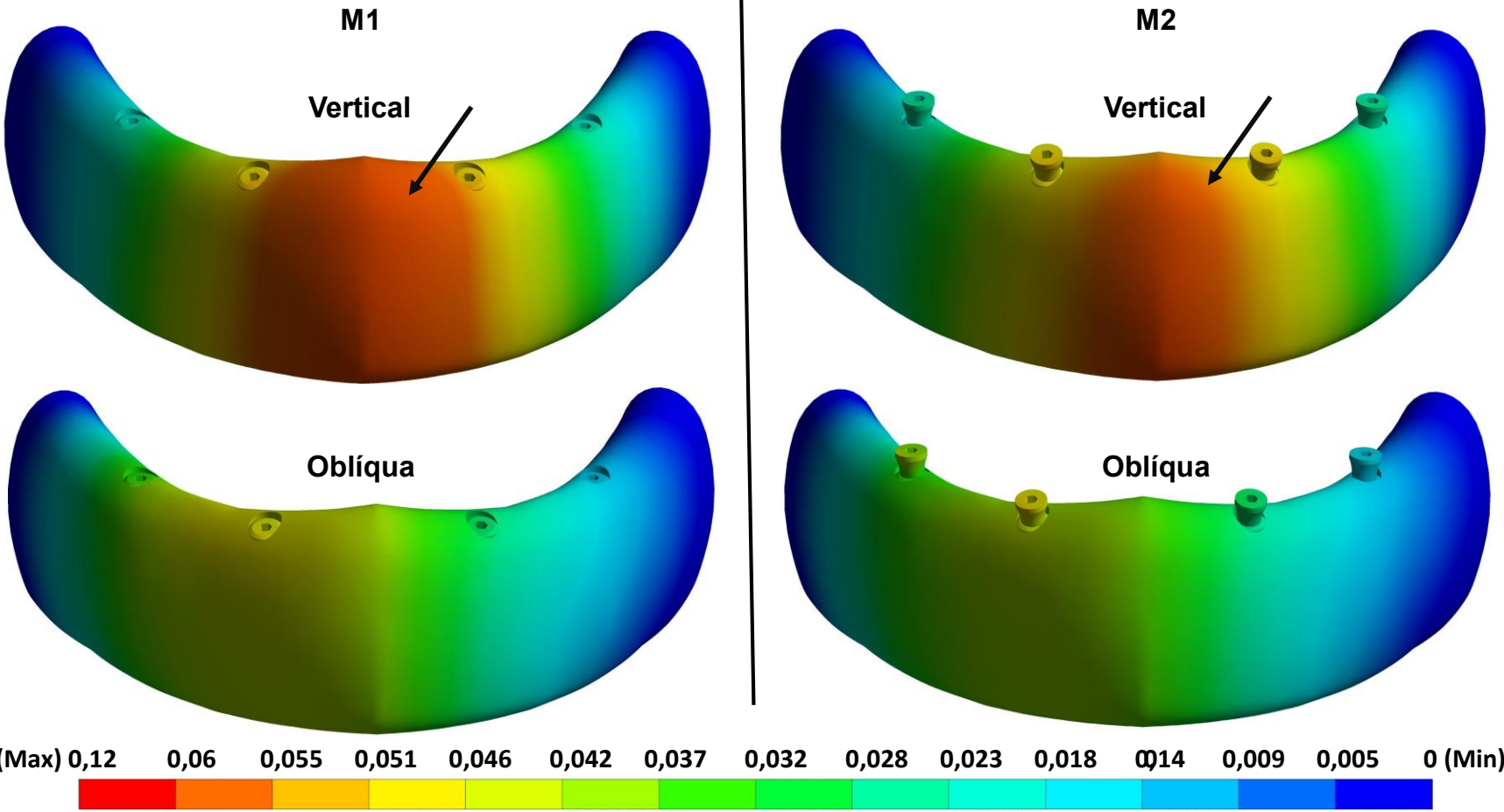


Figura 3 – Mapas General von Mises de ossos, implantes e componentes (unidade = MPa)

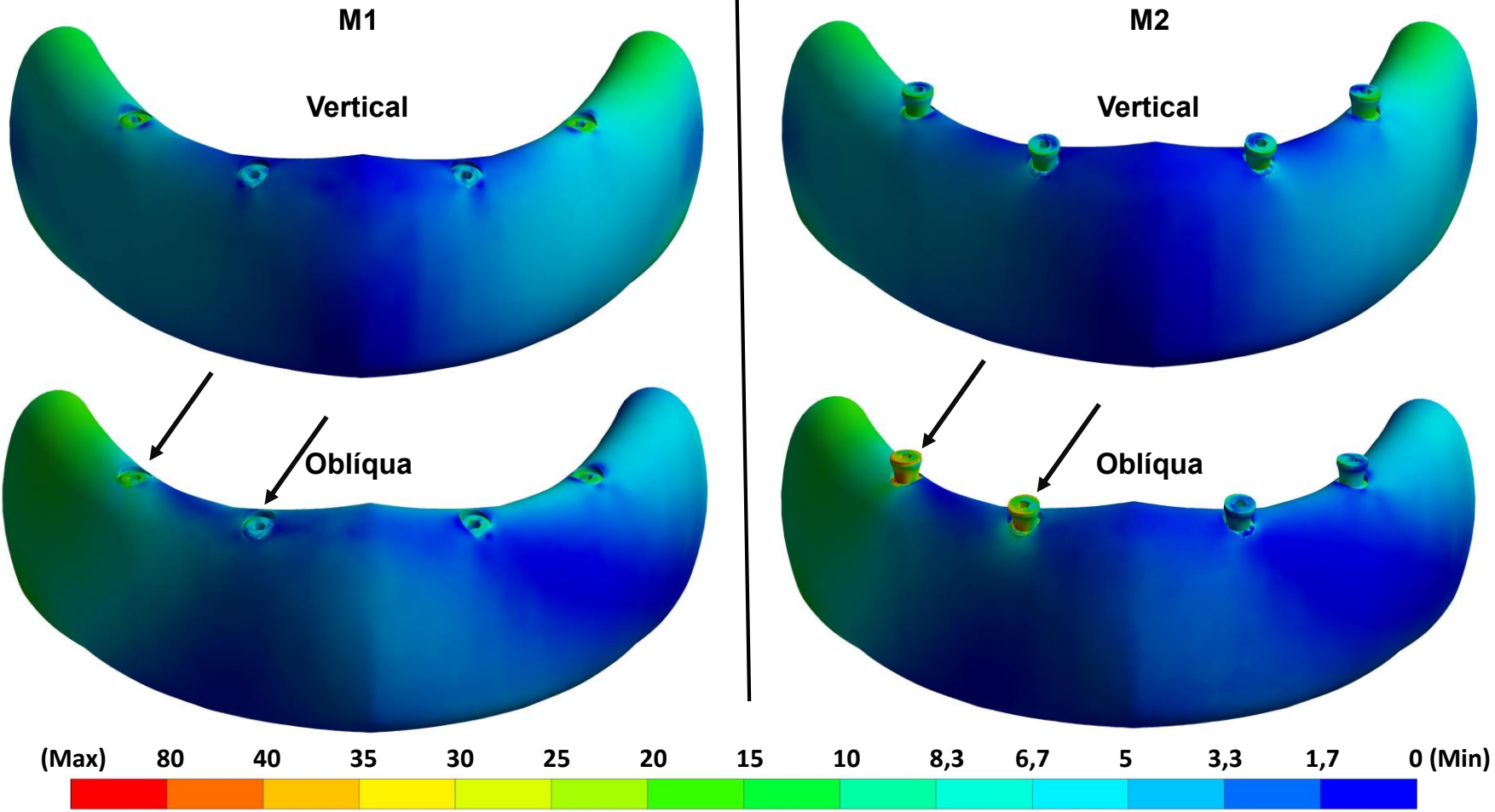


Figura 4 – Mapas de Von Mises dos implantes e componentes das regiões #46 e #43 (unidade = MPa)

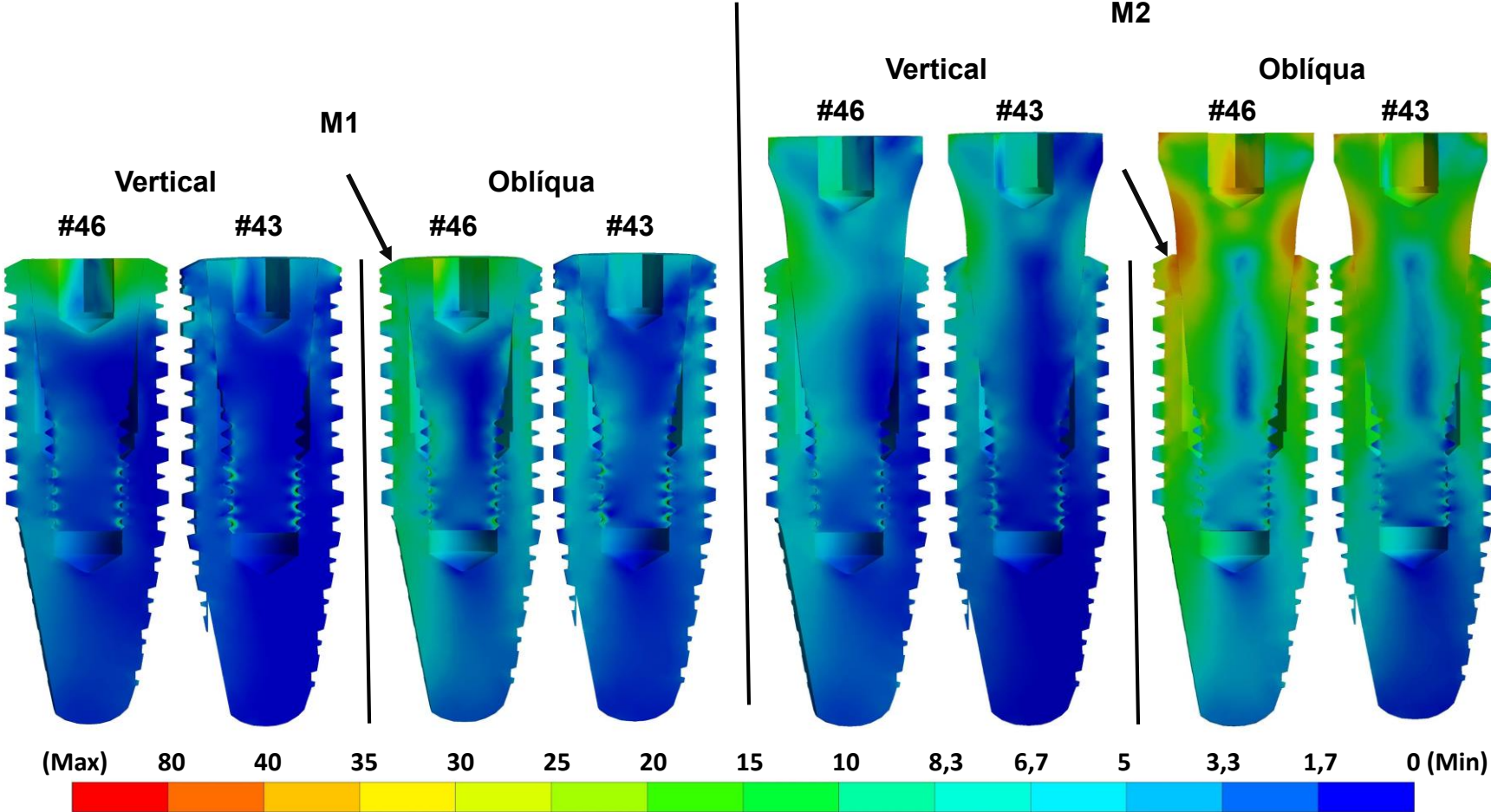


Figura 5 – Mapas gerais de tensão principal máxima de ossos, implantes e componentes (unidade = MPa)

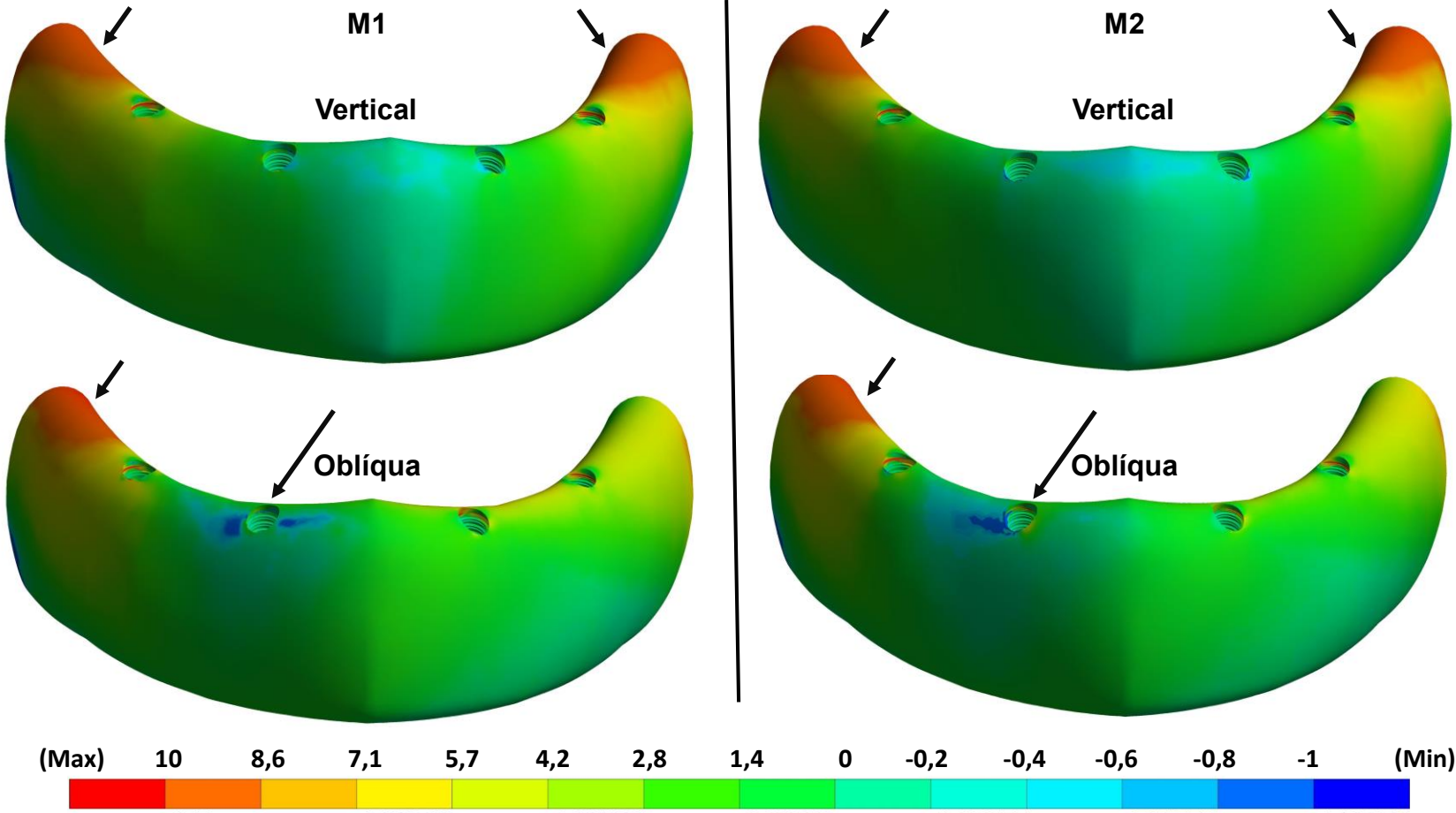


Figura 6 – Mapas de Tensão Principal Máxima dos ossos das regiões #46 e #43 (unidade = MPa)

