

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

RENAN CEOLIN ARAUJO

Influência de espessuras de fibromucosa e de material reembasador de próteses totais na distribuição de tensões sobre implantes cone morse durante fase de osseointegração. Análise pelo método dos elementos finitos - 3D

Araçatuba

2022

RENAN CEOLIN ARAUJO

Influência de espessuras de fibromucosa e de material reembasador de próteses totais na distribuição de tensões sobre implantes cone morse durante fase de osseointegração. Análise pelo método dos elementos finitos - 3D

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência Odontológica– Área de concentração em Biomateriais.

Orientadora: Prof. Ass. Dra, Aimée Maria Guiotti

Coorientador: Prof. Assoc. Fellippo Ramos Verri

Araçatuba

2022

Catálogo-na-Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Araujo, Renan Ceolin.

A663i Influência de espessuras de fibromucosa e de material reembasador de próteses totais na distribuição de tensões sobre implantes cone morse durante fase de osseointegração : análise pelo método dos elementos finitos - 3D / Renan Ceolin Araujo. - Araçatuba, 2022

41 f. :il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientadora: Profa. Aimée Maria Guiotti

Coorientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Implantes dentários 2. Prótese total 3. Reembasamento de dentadura 4. Fenômenos biomecânicos 5. Análise de elementos finitos T.

Black D15

CDD 617.6

Dedico à **Espiritualidade**,

Que esteve presente em toda minha caminhada acadêmica, e me guiou por todas as estradas que percorri, por ter me acalmado em meus momentos de aflição e desespero, fazendo o meu caminho sempre florido e calmo.

Dedico à **minha Mãe**,

Sempre fonte de fortaleza e força para minha formação, sempre me ensinando e cuidando com seu verdadeiro amor de mãe.

AGRADECIMENTOS

Aos meus **pais**,

Por proporcionarem a realização dos meus sonhos, mesmo com todas as dificuldades e obstáculos enfrentados sou engenheiro e especialista. Mãe, é impossível mensurar o quanto sou grato a sua dedicação, disposição, preocupação e ternura, com todos os meus atos e escolhas. Amo vocês

Ao meu **irmão Heitor**,

Que continuemos celebrando a vida com muitas gargalhadas e felicidades, que tenhamos inúmeros motivos para estarmos juntos, agradeço toda sua preocupação e ajuda no período de pós, que as nossas diferenças sejam o motivo de nosso companheirismo e cumplicidade. Te amo.

Ao meu **querido Diego**,

Toda cumplicidade, companheirismo, paciência, apoio, são vivenciados diariamente em nossa convivência, a distância entre Araçatuba e Regente Feijó, era apenas física, sempre estivemos juntos, tecendo nossos laços, e nos cuidando como sempre foi. Muito obrigado, por sempre acreditar em mim, e me incluir na sua vida. Te amo.

À minha **Família**,

Agradeço todo o apoio e compreensão de todos os meus primos, primas, tios e tias, que sempre completarão as minhas alegrias e são partes da minha história. Amo vocês.

À minha orientadora, **Aimée Maria Guiotti**,

Que com muito carinho e disposição, me recebeu no programa de Pós-graduação, mesmo não sendo engenheira, sempre esteve disposta a ajudar, aprender, e a me integrar a Odontologia. Agradeço toda sua disponibilidade à nossa pesquisa, e dedicação com o ensino. Muito obrigado pelo seu jeito de ser orientadora, professora e pesquisadora. Muito Obrigado.

Ao Professor **Felippo Verri**,

Que com todos os seus conhecimentos e agilidade me auxiliou na execução dos desenhos para o cálculo de elemento finito, e me ensinou vários conceitos novos. A sua capacidade de ensinar, e pesquisar em áreas diferentes, me inspiram. Muito Obrigado.

Aos Professores do **Programa Ciência Odontológica**,

Aos Professores do Programa de Ciência Odontológica, por me acolherem, e serem tão atenciosos nas aulas, sempre dispostos a me aproximarem a odontologia e as práticas pedagógicas. Meu muito obrigado.

Aos meus amigos da **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**,

Por estarem sempre dispostos a compartilharem experiências conhecimentos práticos e científicos sobre odontologia. Agradeço todos os momentos de confraternização, partilha de histórias e alegrias. Vossa amizade fez minha caminhada acadêmica ser mais sutil e amena, mesmo sendo em outra área de formação. Minhas queridas amigas **Franciene, Pricila, Mayra, Nayara, Lais, Leticia, Carol, Amanda, Isabela, Gabriela, Rafaela, Maria Juliana, Lara**, e amigos **Caio, Igor, Gabriel, e Leonardo**, muito obrigado por tudo. Gratidão eterna.

Aos meus **Amigos Regentenses**,

Por toda nossa convivência que se perdura por anos, são muitos momentos de alegrias, tristezas, que sempre nos aproxima, e fortalecem nossos laços de amizade. Gratulo todas a vibrações pelas minhas conquistas, e por escreverem histórias que serão lembradas pela eternidade. Grato a vossa amizade.

Agradeço a **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior**,

Por todo incentivo e auxílio fornecido pela agencia de fomento nestes anos como mestrando. Muito Obrigado.

Agradecimentos Institucionais

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, à Faculdade de Odontologia, Campus de Araçatuba, pela oportunidade de usufruir das condições institucionais que proporcionaram a transmissão de conhecimento e a possibilidade de realizar integralmente o curso de pós-graduação, para obtenção do título de Mestre.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

– CAPES – Código de financiamento 001 pela concessão da bolsa de

Mestrado no período de 09/2019 a 07/2022.

*“Se a educação sozinha não transforma a sociedade, sem ela
tampouco a sociedade muda.”*

Araujo RC. **Influência de espessuras de fibromucosa e de material reembasador de próteses totais na distribuição de tensões sobre implantes cone morse durante fase de osseointegração. Análise pelo método dos elementos finitos - 3D.** 2022 41f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2022.

RESUMO

Durante o período de osseointegração de implantes em uma reabilitação oral com prótese do tipo protocolo ou overdenture, uma prótese total convencional provisória poderá ser utilizada e revestida com materiais reembasadores macios, os quais têm por objetivo reduzir o estresse para a interface osso-implante. A avaliação mecânica de tal situação clínica é de extrema relevância, a fim de se estabelecer protocolos mais seguros durante esta fase inicial da implantodontia. O objetivo deste estudo foi realizar uma análise biomecânica pelo método dos elementos finitos 3D, da distribuição de tensões durante a fase provisória de reabilitação com implantes osseointegrados simulando uma situação clínica de protocolo/overdenture inferior sobre 4 implantes do tipo cone morse, na fase de cicatrização. Para este estudo foram confeccionados 6 modelos 3D, sob carregamento em 2 direções (vertical e oblíquo em relação ao plano oclusal), simulando osso tipo II, variando a altura do tecido gengival (2 mm e 3 mm) e a espessura do material reembasador (0 mm - sem material, 2 mm e 4 mm), sendo utilizado um cicatrizador compatível com a altura + 0,5 mm para cada situação gengival. A posição dos 4 implantes cone morse (UNITITE, UCM 3510N, SIN) foi sempre a mesma, nas posições perdidas dos dentes 46, 43, 33 e 36. Para a altura gengival de 2 mm foi utilizado cicatrizador de 2,5 mm de altura (UNITITE, CIMU 4525, SIN) e para a altura gengival de 3 mm, o cicatrizador de 3,5 mm de altura (UNITITE, CIMU 4535, SIN). Os modelos utilizados foram: (G2C2,5-SR) altura gengival de 2mm, cicatrizador de 2,5mm, sem material reembasador; (G2C2,5-R2) altura gengival de 2mm, cicatrizador de 2,5mm, com soft reembasador de 2mm; (G2C2,5-R4) altura gengival de 2mm, cicatrizador de 2,5mm, com material reembasador de 4mm; (G3C3,5-SR) altura gengival de 3mm, cicatrizador de 3,5mm, sem material reembasador; (G3C3,5-R2) altura gengival de 3mm, cicatrizador de 3,5mm, e reembasador de 2mm e (G3C3,5-R4) altura gengival de 3mm, cicatrizador de 3,5mm e soft reembasador de 4mm. A metodologia para modelagem se baseou em um escaneamento de superfície de uma prótese total inferior montada, sob um modelo inferior padrão, e de seu modelo de assentamento. As geometrias dos implantes (CM 3,5x10mm) e de seus cicatrizadores foram obtidas por simplificação do desenho dos mesmos no programa SolidWorks e no programa Rhinoceros 3D. O software utilizado para análise foi o ANSYS 17.0. A visualização dos resultados foi qualitativa através de mapas de deslocamento, von Mises e tensão máxima principal. As regiões com maiores deslocamentos foram as dos implantes mais anteriores (#33 e #43), sendo os do modelo 6 submetidos a forças verticais os que apresentaram maiores deslocamentos, próximos a 0,05 mm. A força oblíqua, de forma geral, tendeu a sobrecarregar mais os implantes do lado onde as cargas foram aplicadas. No tecido ósseo foi possível observar que o osso cortical se mostrou com mais concentração de tensão de tração que o osso trabecular. A utilização do material reembasador gerou menores tensões transmitidas para o tecido gengival, concentrando estas tensões principalmente no material reembasador. A não utilização de material reembasador aumenta as concentrações de tensões nos implantes/cicatrizadores, independentemente de sua espessura ou da

espessura gengival. Concluiu-se que o uso de reembasador soft diminuiu as tensões nos implantes/cicatrizadores e tecido gengival; o aumento da espessura do material reembasador não influenciou na diminuição das tensões aos tecidos de suporte e tecidos gengivais mais espessos foram favoráveis em diminuir as tensões transmitidas ao tecido ósseo, mas concentram mais tensões nos implantes/cicatrizadores.

Palavras-chave: implantes dentários, prótese total, reembasamento de dentadura, Fenômenos biomecânicos, análise de elementos finitos.

Araujo RC. **Influence of fibromucosal thickness and reline material of complete dentures on stress distribution on cone morse implants during osseointegration phase. Analysis by the finite element method - 3D.** 2022 41 f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2022.

ABSTRACT

During the period of osseointegration of implants in an oral rehabilitation with a protocol or overdenture-type prosthesis, a conventional temporary complete denture can be used and coated with soft relining materials, which aim to reduce the stress to the bone-implant interface. The mechanical assessment of such a clinical situation is extremely relevant in order to establish safer protocols during this initial phase of implantology. The objective of this study was to perform a biomechanical analysis by the 3D finite element method, of the stress distribution during the provisional phase of rehabilitation with osseointegrated implants simulating a clinical situation of protocol/lower overdenture on 4 cone morse implants, in the healing phase. For this study, 6 3D models were made, under loading in 2 directions (vertical and oblique in relation to the occlusal plane), simulating type II bone, varying the height of the gingival tissue (2 mm and 3 mm) and the thickness of the relining material (0 mm - without material, 2 mm and 4 mm), using a healer compatible with the height + 0.5 mm for each gingival situation. The position of the 4 cone morse implants (UNITITE, UCM 3510N, SIN) was always the same, in the missing positions of teeth 46, 43, 33 and 36. For the 2 mm gingival height, a 2.5 mm high healer was used. (UNITITE, CIMU 4525, SIN) and for a gingival height of 3 mm, the healer with a height of 3.5 mm (UNITITE, CIMU 4535, SIN). The models used were: (G2H2,5-WS) 2mm gingival height, 2.5mm healing, without soft material; (G2H2,5-S2) 2mm gingival height, 2.5mm healing, with 2mm relining; (G2H2,5-S4) 2mm gingival height, 2.5mm healing, with 4mm relining; (G3H3,5-WS) gingival height of 3mm, healing of 3.5mm, without soft material; (G3H3,5-S2) 3mm gingival height, 3.5mm healing, and 2mm relining and (G3H3,5-S4) gingival height of 3mm, healing of 3.5mm and reliner of 4mm. The methodology for modeling was based on a surface scan of a complete lower denture assembled, under a standard lower model, and its seating model. The geometries of the implants (CM 3.5x10mm) and their healers were obtained by simplifying their design in the SolidWorks program and in the Rhinoceros 3D program. The software used for analysis was ANSYS 17.0. The visualization of the results was qualitative through displacement maps, von Mises and maximum principal stress. The regions with the greatest displacements were those of the most anterior implants (#33 and #43), and those of model 6 submitted to vertical forces presented the greatest displacements, close to 0.05 mm. The oblique force, in general, tended to place more stress on the implants on the side where the loads were applied. In the bone tissue, it was possible to observe that the cortical bone showed a higher concentration of tensile stress than the trabecular bone. The use of soft material generated lower tensions transmitted to the gingival tissue, concentrating these tensions mainly in the soft material. The non-use of soft material increases stress concentrations on implants/healers, regardless of their thickness or gingival thickness. It was concluded that the use of a soft reliner reduced the stresses on the implants/healers and gingival tissue; the increase in the thickness of the relining material did not influence the reduction of tensions to the supporting tissues and thicker gingival tissues were favorable in reducing the tensions transmitted to the bone tissue, but concentrated more tensions in the implants/healing agents.

Keywords: dental implants, complete denture, denture relining, biomechanical phenomena, finite element analysis.

LISTAS DE FIGURAS

- Figura 1-** Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores 20
- Figura 2.** Mapas de deslocamento (mm). Vista geral com a localização dos implantes/cicatrizadores, ilustrando o deslocamento dos modelos submetido a forças verticais e oblíquas. 36
- Figura 3.** Mapas de Tensão de Von Mises de todos os modelos, nas regiões dos implantes. Stress entre implante e cicatrizador (MPa). 37
- Figura 4.** Mapas de Tensão Máxima Principal na gengiva e material reembasador, em MPa. 38
- Figura 5-** Mapas de Tensão Máxima Principal, no tecido ósseo de todos os modelos, nas regiões dos implantes (MPa) 39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Descrição dos modelos confeccionados para este estudo	20
Tabela 2- Propriedades mecânicas dos materiais simulados.	22

LISTAS DE ABREVIATURAS

MEF – Métodos dos Elementos Finitos

MPa – Megapascal

3D – Tridimensional

mm – milímetros

TD – Tendência de deslocamento

N – Newton

TMP – Tensão Máxima Principal

CM – Cone Morse

$\mu\epsilon$ – Microstrain

vM – von Misses

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. OBJETIVOS.....	17
3. MATERIAL E MÉTODOS	18
4. RESULTADOS	23
5. DISCUSSÃO.....	26
6. CONCLUSÕES.....	30
REFERÊNCIAS	30
APÊNDICE A – FLUXOGRAMA DE OBTENÇÃO DO MODELO ÓSSEO.....	36

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis têm sido considerados como opção favorável para a reabilitação de pacientes desdentados totais, em particular daqueles com persistentes problemas causados pelo uso de próteses totais mandibulares convencionais, apresentando grande longevidade do tratamento e conferindo conforto aos pacientes (MERICSKE-STERN; ZARB, 1993; GEERTMAN et al., 1996). O sucesso ou fracasso dos implantes está diretamente relacionado com o processo de osseointegração, que envolve o período desde a estabilidade primária, com o travamento inicial entre o osso alveolar e o corpo do implante, até a fixação biológica através da contínua aposição de osso e remodelação em direção ao implante (CHANG et al., 2010; BERGLUNDH et al., 2003). Além disso, este sucesso ou fracasso da osseointegração também está relacionado a fatores clínicos e/ou mecânicos, ou durante a fase de osseointegração, ou após a confecção da prótese definitiva. Do ponto de vista dos aspectos mecânicos, forças fisiológicas sobre o implante são bem aceitas pelo osso, principalmente do tipo compressiva; contudo, alta tensão no tecido ósseo peri-implantar pode induzir reabsorção e resultar em fracasso no tratamento (FLANAGAN et al., 2009; BRUNSKI, 1999).

Durante a fase de cicatrização, a osseointegração pode ser comprometida se houver movimentação dos implantes, promovendo o encapsulamento fibroso ao redor dos mesmos. (DEGIDI et al., 2003; FAZEL et al., 2009; FLANAGAN et al., 2009; CHONG et al., 2002). Estima-se como prejudicial, micromovimentos superiores a 100µm (TARNOW et al., 1997), admitindo-se movimentação máxima de 150µm durante essa fase de cicatrização (CHONG et al., 2002; CHIAPASCO, 2004). Esses movimentos podem causar micro-hemorragia, induzindo a formação de tecido fibrótico ao invés de osso saudável na região peri-implantar. Assim, é interessante que na fase de osseointegração não haja sobrecarga que possa gerar micromovimentação excessiva sobre os implantes. Na prática clínica, os implantes podem se osseointegrar de forma submersa, ou seja, por meio do fechamento primário do retalho; ou pela adaptação dos retalhos cirúrgicos a um pilar de cicatrização, permitindo que o tecido gengival

cicatrizar com o *abutment* exposto à cavidade oral, em um protocolo de osseointegração do implante não submerso (LANG et al., 2004; COCHRAN; DOUGLAS, 1993). No protocolo submerso, também chamado de conceito Brånemark de dois estágios cirúrgicos, um segundo procedimento cirúrgico é necessário para expor o implante para conexão do *abutment* e subsequente carregamento. A principal justificativa da cicatrização submersa é o menor risco de infecção e menor risco de movimentação do implante na fase de osseointegração (ADELL et al., 1981). No entanto, estudos mostram que a osseointegração pode ser conseguida usando cirurgia de estágio único, onde os implantes se osseointegram de forma não submersa (MUMCU et al., 2012; ROMEO et al., 2004; FERRIGNO et al., 2002).

Do ponto de vista clínico, isto é bastante relevante, pois existem várias vantagens em se utilizar o protocolo de estágio único, como a redução do número de cirurgias e do tempo de cicatrização cirúrgica, o que é muito mais conveniente para o paciente (BECKER et al., 1997). Ainda mais, apresenta melhor custo-benefício, bem como economia de tempo, uma vez que a fase protética pode começar mais cedo, pois não há período de cicatrização envolvendo um segundo procedimento cirúrgico. Além disso, uma revisão sistemática com metanálise comparou implantes cicatrizados de maneira submersa com implantes não submersos e concluiu que os implantes instalados com uma técnica não submersa têm um risco maior (2%) de falha precoce, mas que o nível ósseo marginal nesta técnica cirúrgica, após um ano do início do carregamento, parece preservar melhor o osso marginal, embora com tamanho de efeito pequeno (0,13 mm) (TROIANO et al., 2018).

Dessa forma, em situações em que o implante apresentar boa estabilidade primária durante a instalação, a cicatrização não submersa pode ser recomendada (MUMCU et al., 2012). Estudos relatam taxas de sucesso comparáveis entre as duas abordagens cirúrgicas (AL AMRI, 2016; KIM et al., 2009). Porém, estes estudos, que relatam que os resultados destas técnicas são compatíveis, foram realizados sob análises em próteses unitárias, sem recobrimento com prótese durante a fase de osseointegração (Sánchez-Siles et al., 2016, Nemli et al., 2014).

No entanto, para o prognóstico dos implantes, a osseointegração não submersa ou submersa ainda é uma questão controversa (CHOI et al., 2008), principalmente em casos que a fase de osseointegração pode induzir algum nível de tensão aos implantes, como a instalação de implantes em uma mandíbula ou maxila edêntula que, durante esta fase, experimentará as cargas transmitidas pela oclusão aos cicatrizadores dos implantes através da prótese temporária. Assim, durante o período de osseointegração, uma prótese total convencional provisória poderá ser utilizada, e normalmente é revestida com materiais reembasadores macios, os quais reduzem as forças sobre os implantes e o estresse para a interface osso-implante (ELMAHROUKY, 2016; dos SANTOS et al., 2011; RADI; BACCHI et al. 2011). Portanto, a avaliação mecânica de tal situação clínica é de extrema relevância para a Odontologia, a fim de se estabelecer protocolos mais seguros para estes pacientes durante esta fase inicial da implantodontia.

Entre os métodos de avaliação do comportamento biomecânico em implantodontia, a análise por elementos finitos (MEF) tem sido uma das técnicas mais utilizadas (VERRI et al., 2015). Alguns estudos com esta metodologia, inclusive, já analisaram o efeito de diferentes espessuras do material reembasador, variando de 2 a 4 mm (RADI et al., 2016; dos SANTOS et al., 2011; 2013), mas não levaram em consideração o tipo de implante utilizado, e incidiram apenas cargas verticais, que fisiologicamente, são mais favoráveis para a implantodontia. Ressalta-se ainda que a espessura ideal do revestimento macio e o melhor revestimento ainda não é um consenso na literatura (SANTOS et al., 2012; SADR et al., 2012; TAGUCHI et al., 2001). Além disso, outro fator a ser levado em consideração é a resiliência da mucosa, podendo desempenhar um papel importante em relação à carga sobre os implantes dentários. Foi observado que valores mais altos de tensão são proporcionais à mucosa menos resiliente e que a tensão diminui no tecido de suporte à medida que a espessura e a resiliência da mucosa aumentam (BARÃO et al., 2008).

Portanto, diante do exposto, nota-se a necessidade de se buscar mais evidências científicas no que diz respeito às propriedades da mucosa e dos materiais de reembasamento da

prótese dentária durante a fase de osseointegração, buscando esclarecer informações sobre a influência destes fatores na transmissão de tensões aos implantes e ao osso peri-implantar durante o período de osseointegração quando a técnica cirúrgica não submersa de implantes for utilizada, inclusive considerando o tipo de implante utilizado.

2. OBJETIVOS

2.1 GERAIS

O objetivo geral deste estudo foi realizar uma análise biomecânica pelo método dos elementos finitos 3D de uma prótese total provisória durante a fase de osseointegração, na transmissão de tensões aos implantes do tipo cone morse e ao osso peri-implantar utilizando-se técnica cirúrgica não submersa.

2.2 ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste estudo consistiram em:

- avaliar a movimentação dos implantes/cicatrizadores de cada um dos modelos 3D criados, frente à cargas oblíquas e verticais, variando-se as alturas gengivais (2 mm e 3 mm) e espessuras de reembasadores (2 mm e 4 mm);
- avaliar a distribuição de tensão máxima em cada um dos implantes/cicatrizadores em todos os modelos 3D simulados;
- avaliar a distribuição de tensão de tração e compressão no tecido ósseo, na gengiva e material reembasador em todos os modelos 3D simulados.

As hipóteses do trabalho foram as de que haveria diferença na distribuição de tensões pelo uso ou não do material soft; haveria diferença na distribuição de tensões variando-se a espessura do material soft utilizado; e haveria diferença na distribuição de tensões considerando-se diferentes espessuras de altura gengival ao redor dos implantes.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Metodologia dos elementos finitos 3D

Para a execução deste estudo foram utilizados:

1. Workstation de alta performance, sistema 64bits, configuração mínima duplo núcleo, 16 GB de memória RAM, placa gráfica 4GB;
2. Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, USA) – programa CAD com tecnologia NURBS;
3. Solidworks 2015 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) – programa CAD de alta definição em engenharia;
4. ANSYS 17.0 (Southpointe, PA, USA) – programa de elementos finitos;
5. Desenhos de implante cone morse UNITITE (ref. UCM 3510N) (SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil).;
6. Desenhos de cicatrizador de implante UNITITE (refs. CIMU 4525 para altura gengival de 2mm; CIMU 4535 para altura gengival 3mm) (SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil).

3.2. Obtenção do bloco ósseo

A metodologia para modelagem se baseou em um escaneamento de superfície de uma prótese total inferior, em fase de ceroplastia, e do modelo mandibular simulando o de um paciente desdentado total (Fluxograma 1, Imagem A).

Os modelos em formato de visualização do software de escaneamento (Imagem A) foram exportados em formato .stl para modelagem no programa de CAD Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, USA). Ainda neste software, simplificações de superfície e operações de “offset” foram realizadas para a modelagem das diversas espessuras gengivais e de reembasadores soft que foram simulados. A metodologia de simplificação seguiu trabalhos anteriores (RAMOS VERRI et al., 2015; VERRI et al., 2015; VERRI et al., 2014).

A geometria do tecido ósseo foi obtida por operação de “offset” da superfície externa do modelo escaneado anteriormente, bem como as várias espessuras simuladas dos reembasadores, tudo no software Rhinoceros 3D.

3.3. Modelagem dos implantes e componentes protéticos

As geometrias dos implantes (CM 3,5x10mm, UNITITE) e de seus cicatrizadores (2,5 mm ou 3,5 mm) foram obtidas por simplificação do desenho dos mesmos no programa SolidWorks (SolidWorks, Massachusetts, USA) que posteriormente foram simplificados no programa Rhinoceros 3D (NURBS modeling for Windows, Seattle, USA), sem prejuízo na geometria para o cálculo das análises (Fluxograma 1, Imagem B e C). O formato de transição entre os programas foi o STEP ou PARASOLID.

Os implantes sempre estavam na mesma posição tridimensional para todos os modelos, nas regiões correspondentes aos dentes #36, #33, #43 e #46. Todos os implantes foram posicionados em nível ósseo, ou seja, 2 mm abaixo do nível gengival (para os modelos com gengiva de 2 mm de espessura) ou 3 mm abaixo do nível gengival (para os modelos com gengiva de 3mm de espessura) (Fluxograma 1, Imagem D e E).

3.4. Descrição dos modelos

Para este estudo foram confeccionados 6 modelos 3D, sob carregamento em 2 direções (vertical e oblíquo em relação ao plano oclusal), simulando osso tipo II, variando a altura do tecido gengival (2 mm e 3 mm) e a espessura do material reembasador (0 mm - sem material, 2 mm e 4 mm), sendo utilizado sempre cicatrizador compatível com a altura + 0,5mm para cada situação gengival, conforme tabela 1 abaixo. A posição dos implantes (4 implantes cone morse (UNITITE, UCM 3510N, SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil) foi sempre a mesma, nas posições perdidas dos dentes #46, #43, #33 e #36 (Fluxograma 1). Para a altura gengival de 2 mm foi utilizado cicatrizador de 2,5 mm de altura (UNITITE, CIMU 4525, SIN, São Paulo/SP, Brasil) e para a altura gengival de 3 mm foi utilizado o cicatrizador de 3,5 mm de

altura (UNITITE, CIMU 4535, SIN, São Paulo/SP, Brasil). Assim, sempre restou 0,5 mm de “cicatrizador exposto” na cavidade oral (Figura 1).

Tabela 1 – Descrição dos modelos confeccionados para este estudo

Modelos	Implantes	Altura gengival	Altura cicatrizador	Espessura material reembasador
M1: G2C2,5-SR	4x3,5x10mm	2mm	2,5mm	Sem material reembasador
M2: G2C2,5-R2				2mm
M3: G2C2,5-R4				4mm
M4: G3C3,5-SR		3mm	3,5mm	Sem material reembasador
M5: G3C3,5-R2				2mm
M6: G3C3,5-R4				4mm

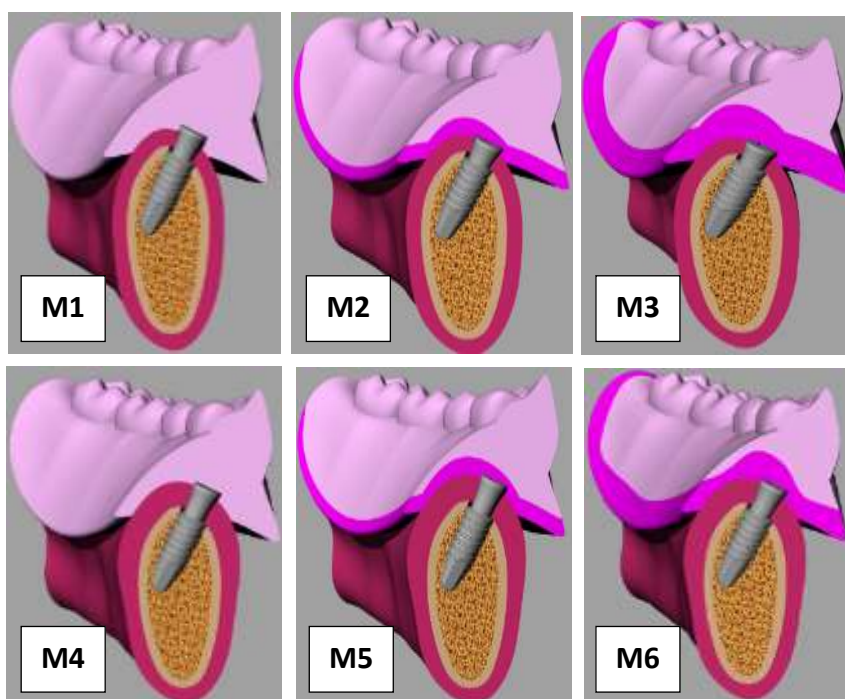


Figura 1. Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores. **(M1)** Corte sagital do implante 33, com altura gengival de 2mm, cicatrizador de 2,5mm, sem material reembasador. **(M2)** com reembasador de 2mm. **(M3)** com reembasador de 4mm. **(M4)** Corte sagital do implante 33, com altura gengival de 3mm, cicatrizador de 3,5mm, sem material reembasador. **(M5)** com reembasador de 2mm. **(M6)** com reembasador de 4mm.

3.5. Modelagem dos implantes e componentes protéticos

As geometrias dos implantes (CM 3,5x10mm, UNITITE) e de seus cicatrizadores (2,5 mm ou 3,5 mm) foram obtidas por simplificação do desenho dos mesmos no programa SolidWorks (SolidWorks, Massachusetts, USA) que posteriormente foram simplificados no programa Rhinoceros 3D (NURBS modeling for Windows, Seattle, USA), sem prejuízo na geometria para o cálculo das análises. O formato de transição entre os programas foi o STEP ou PARASOLID.

3.6. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

A análise de elementos finitos foi subdividida em 3 fases: pré-processamento (discretização dos modelos e configuração da análise), resolução (cálculo matemático) e pós-processamento (visualização dos resultados). O software utilizado para análise foi o ANSYS 17.0 (Southpointe, PA, USA).

Assim, o primeiro passo foi a exportação dos modelos confeccionados para realização da discretização modelo por modelo. As malhas foram confeccionadas utilizando-se elementos sólidos parabólicos (Fluxograma 1, Imagem F). As propriedades mecânicas de todos os materiais simulados foram atribuídas a partir de dados da literatura (Tabela 2), sendo todos os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais simulados.

Material	Módulo de elasticidade (E-GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Osso cortical	13.7	0.30	Verri et al., 2015
Osso trabecular	1.37	0.30	Verri et al., 2015
Mucosa	0.34	0.45	Barão et al., 2008
Titânio	110	0.35	Verri et al., 2015
RAAT (rígida)	1.96	0.30	Kawasaki et al., 2001
Material reembasador	0.00732	0.30	Sato et al., 2000
Dente artificial acrílico	2.94	0.3	Kawasaki et al., 2001

3.7. Aplicação de forças e restrição do modelo

3.7.1. Condições de contato, contorno e carregamento

Os contatos de interface foram simulados de 2 tipos: colado (resina acrílica x reembasador; cicatrizadores x implantes; implantes x tecidos ósseos; osso cortical x osso trabecular) ou justaposto (resina acrílica ou reembasador x mucosa; resina acrílica ou reembasador x cicatrizadores), conforma Fluxograma 1, Imagem G1.

3.7.2. Restrições dos Modelos

As restrições foram assumidas como fixadas nas direções x , y , e z e aplicadas nas interfaces dos ossos cortical e trabecular na secção distal do modelo (Fluxograma 1, Imagem G3). As cargas simuladas foram em direcionamento vertical e oblíquo, de acordo com os valores e técnica obtida no estudo de Alvarez-Arenal et al. (2014).

3.7.3. Aplicação de Forças

As cargas simuladas foram em direcionamento vertical e oblíquo, de magnitude total de 257,25N, tanto para aplicação vertical quanto para oblíqua com inclinação de 45°, aplicada de forma distribuída em superfícies, conforme Fluxograma 1, Imagem G2.

3.8. Refinamento da Malha Geométrica

Análise de convergência de malhas e/ou análises qualitativas de qualidade de elementos foram realizadas previamente para checar a viabilidade dos modelos gerados. Assim, elementos ainda mais detalhados do que os utilizados na análise de convergência foram atribuídos no estudo.

Análise de convergência de malhas e/ou análises qualitativas de qualidade de elementos foram realizadas previamente para checar a viabilidade dos modelos gerados, variando-se os números de elementos de 5568294 estruturas em 16% para validação experimental, atingindo valores de 2% a partir de 5678571 número de elementos. Assim,

elementos ainda mais detalhados foram utilizados. Os números de nós/elementos dos modelos 1 a 6 foram, respectivamente, 1148779/5827850, 1168030/5890979, 1151277/5822821, 1126258/5822821, 1152847/5804832 e 1143302/5774804. Exemplo de malha gerada está ilustrada no Fluxograma 1 (Imagem F).

3.9. Visualização dos resultados

A visualização dos resultados foi qualitativa através de mapas de deslocamento (mm), mapas de von Mises (MPa) e mapas de tensão máxima principal (MPa) nas regiões de interesse, como a interface osso/implante, foram detalhadas em zoom diante da necessidade de melhor observação.

O critério de tensão de von Mises foi utilizado para analisar os componentes de metal implantes/cicatrizadores (Amaral et al., 2017). A análise de tensão de compressão e tração no tecido ósseo foi realizada pelo critério de Tensão Máxima Principal (TMP) (Torcato et al., 2014; de Faria Almeida et al. 2014; Verri et al., 2016; de Souza Batista et al., 2017). Esse critério (TMP) também foi utilizado para analisar a tensão de compressão e tração no tecido gengival e soft resiliente. (Lima et al., 2013). Utilizou-se a análise de deslocamento para obter a micromovimentação nos implantes/cicatrizadores.

4. RESULTADOS

4.1. Resultados dos Mapas de deslocamento dos modelos

Os mapas de deslocamento foram semelhantes entre os modelos quando se manteve a direção da força. A análise de deslocamento mostrou que nos implantes, a região com maiores concentrações foram as dos implantes mais anteriores (#33 e #43) para os modelos verticais e dos implantes do lado da aplicação da força (#43 e #46) para os modelos oblíquos. Os implantes anteriores do modelo (G3C3,5-R2) e (G3C3,5-R4) submetidos a forças verticais foram os que apresentaram maiores deslocamentos, próximos a 0,055 mm na região do cicatrizador (Fig. 2).

A análise em vista oclusal, de uma forma geral, mostrou que implantes dos modelos com gengiva mais espessa (G3C3,5-SR, G3C3,5-R2 e G3C3,5-R4) tenderam a um maior nível de deslocamento quando comparados aos modelos com gengiva mais fina (G2C2,5-SR; G2C2,5-R2 e G2C2,5-R4) tanto em cargas axiais quanto oblíquas, mas em valores muito pequenos de deslocamento (próximos a 0,01 mm).

4.2. Resultados dos Mapas de Von Mises

Os valores máximos de Von Mises nos modelos variaram de 0 a 141,1 MPa (maior valor do modelo G3C2,5-SR sob aplicação oblíqua de forças, sendo especificamente as máximas de 40,4 MPa para o modelo G2C2,5-SR, sob forças verticais; 98,6 MPa para o modelo G2C2,5-SR, sob forças oblíquas; 45,4 MPa para o modelo G2C2,5-R2, sob forças verticais; 37,9 MPa para o modelo G2C2,5-R2, sob forças oblíquas; 45,1 MPa para o modelo G2C2,5-R4, sob forças verticais; 58,9 MPa para o modelo G2C2,5-R4, sob forças oblíquas; 52,0 MPa G3C3,5-SR, sob forças verticais; 141,1 MPa para o modelo G3C3,5-RS, sob forças oblíquas; 57,9 MPa para o modelo G3C3,5-R2, sob forças verticais; 73,6 MPa G3C3,5-R2, sob forças oblíquas; 48,42 MPa para o modelo G3C3,5-R4, sob forças verticais e 71,5 MPa para o modelo G3C3,5-R4, sob forças oblíquas. Nos implantes/cicatrizadores, os valores máximos foram próximos de 50 MPa (modelo G2C2,5-SR, aplicação oblíqua, implante #46), sendo que alguns modelos não atingiram este valor (Fig. 3).

A análise dos mapas de von Mises mostrou que, de forma geral, forças oblíquas concentraram mais tensão do que forças verticais (Fig. 3). Nos implantes, a região com maiores concentrações foi próxima ao pescoço, na região de contato com o osso cortical. Quando analisado a espessura de 2mm de gengiva (modelos G2C2,5-SR; G2C2,5-R2 e G2C2,5-R4) não houve muita diferença entre os modelos, com tensões relativamente baixas, com máximas inferiores aos 50MPa, sendo levemente menos concentradas as tensões do que nos modelos de 3mm de espessura gengival.

Sem a utilização do material reembasador as concentrações foram maiores e mais profundas em relação aos implantes testados, independentemente de sua espessura ou da espessura gengival quando comparados aos modelos com material reembasador. Quando se compara modelos com alturas gengivais diferentes (G2C2,5-R2 x G3C3,5-R2) e (G2C2,5-R4 x G3C3,5-R4), as diferenças na aplicação vertical foram muito discretas, sendo maiores nos modelos com gengiva mais espessa; porém, sob aplicação oblíqua, essas diferenças foram mais notadas sendo os modelos com gengiva mais espessa (G3C3,5-R2 e G3C4,5-R4) os que apresentaram maiores concentrações de tensão do que modelos com espessuras menores de gengiva (G2C2,5-R2 e G2C2,5-R4).

4.3. Resultados dos Mapas de Tensão Máxima Principal

A análise dos mapas de tensão máxima principal mostrou que os cicatrizadores posteriores transferiram mais tensão de tração e compressão ao tecido gengival/gengiva soft do que os anteriores sob aplicação vertical de cargas, mas com valores muito baixos, variando entre 1MPa até -1MP (Fig. 4). Nas cargas oblíquas esta concentração ficou mais proeminente do lado da aplicação da carga (#43 e #46). De uma forma geral, a utilização do material reembasador gerou menores tensões transmitidas para o tecido gengival, concentrando estas tensões no material reembasador, principalmente sob aplicação oblíqua. Não houve diferença visível quando se analisam espessuras diferentes de tecido gengival (G2C2,5-SR a G2C2,5-R4) x (G3C3,5-SR a G3C3,5R4) ou diferentes espessuras de material reembasador (G2R2,5-R2 x G3C3,5-R2) e (G2C2,5-R4 x G3C3,5-R4), tanto para cargas verticais quanto oblíquas.

No tecido ósseo (Fig. 5) foi possível observar que o osso cortical se mostrou com mais concentração de tensão de tração/compressão que o osso trabecular, o que pode ser observado pelas franjas dos modelos com tensões próximas de 8 a 10 MPa na tração e 0 a -1MPa na compressão. Em geral, os implantes posteriores apresentaram tensões maiores de tração, tanto para cargas oblíquas quanto verticais. Os anteriores em algumas situações apresentaram cargas de compressão, principalmente sob carga oblíqua e do lado da aplicação da carga (implantes

#43). As concentrações foram mais intensas para forças oblíquas. Comparativamente, espessuras menores de gengiva mostraram concentrações de tensão discretamente maiores (G2C2,5-SR a G2C2,5-R4), mais visíveis para cargas oblíquas. Não foi possível notar diferenças quando se compara modelos com ou sem material reembasador.

5. DISCUSSÃO

Este estudo teve o intuito de analisar os efeitos do aumento do tecido gengival e da espessura de material reembasador utilizado para reembasamento de próteses totais durante a fase de osseointegração de implantes dentários pela metodologia dos elementos finitos, tendo como hipóteses haver diferença na distribuição de tensões pelo uso ou não do material reembasador, pelo uso de diferentes espessuras do material reembasador de reembasamento, e pela diferença anatômica de gengivas de diferentes espessuras. Pela análise dos resultados todas as hipóteses foram parcialmente aceitas, visto que para algumas análises como von Mises isto foi visível mas para outras foram muito discretas.

O uso do material reembasador é indicado como recurso não só para não sobrecarregar os implantes após a reabertura, mas também para uma melhor acomodação da prótese durante a fase de uso como provisória, por ser um material de reembasamento direto em boca (ELMAHROUKY, 2016; dos SANTOS et al., 2011; RADI; BACCHI et al. 2011). De forma geral, o material reembasador apresentou maiores concentrações de tensões ao ser empregado, diminuindo as tensões ao tecido gengival, principalmente sob aplicação oblíqua das cargas. No tecido ósseo, não foi possível notar diferenças quando se compara modelos com ou sem material reembasador. Porém, quando não se utiliza o material reembasador, as concentrações de tensões nos implantes/cicatrizadores são maiores e mais profundas, independentemente de sua espessura ou da espessura gengival, indicando maior transmissão de estresse diretamente a estas estruturas.

Neste sentido, há uma impressão que o simples uso do reembasador já é uma proteção adicional para que não haja falha do implante. Foi verificado neste estudo que quando material reembasador não é utilizado, há uma transferência mais direta da energia para o cicatrizador e, em consequência, para o implante, muito embora em valores baixos (em torno de 50 MPa), em se tratando da resistência máxima do material em si, o titânio. Sabe-se que Titânio suporta forças superiores a 1000 N (YOKOYAMA et al., 2002) e que o seu limite elástico é de 170 MPa para o Ti CP, e de 860 MPa liga de Ti-6Al-4V, sua ruptura ocorre por forças além desses limites, ou por forças de intensidade inferiores repetitivas (ANUSAVICE, 2005). O movimento mastigatório repetitivo, ocasiona fadiga com uma força de até 370 N e uma frequência de 1,25 Hz (KHRAISAT et al., 2001; MERICSKE-STERN; ZARB, 1996), originando microtrincas internas que podem aumentar em número e tamanho conforme a quantidade de ciclos. Os componentes cicatrizadores/implantes, acometidos por micromovimentos são afetados por afrouxamento, fendas no implante, trincas no parafuso de união do componente protético ou até mesmo a ruptura do implante dental (HOYER et al., 2001). Cabe ressaltar que estas análises são em relação ao titânio, e que uma microfratura no tecido ósseo também pode ocorrer gerando falha da implantação e que, nos valores do estudo, são mais críticas do que a própria fadiga do material.

Além disso, ressalta-se que o implante utilizado foi de cone morse que, sabidamente, possui uma maior capacidade de concentração de tensões e que, por consequência, transmite menor esforço ao tecido ósseo. Quanto à distribuição de cargas, em análise de elementos finitos, o sistema cone morse produz redução do estresse funcional dirigido à crista óssea e, consequentemente, diminuição da tensão na interface implante-osso cervical, quando comparado com outros sistemas de implantes (BAGGI et al., 2008). Este fato pôde ser observado neste estudo, em que as tensões geradas por estes implantes ao osso cortical foram muito baixas, próximas de 8 a 10 MPa na tração e 0 a -1MPa na compressão, e pelos resultados houve diferença no implante/cicatrizador na análise de tensão de von Mises.

Interessante também observar que espessuras menores de gengiva mostraram concentrações de tensões levemente maiores no tecido ósseo cortical. Mas em contrapartida, concentraram tensões semelhantes no implante/cicatrizador. Dessa forma, o aumento do tecido gengival mostrou um aumento significativo nas tensões no implante/cicatrizador, o que leva a uma análise de que talvez o simples fato de se aumentar o tamanho do cicatrizador possa estar gerando um braço de alavanca em todo o sistema. Assim, é possível que o achado biomecânico seja apenas uma resposta direta a este aumento de alavanca, isto porque praticamente não houveram grandes diferenças nas demais estruturas como ocorreu no cicatrizador e no implante. Porém, mais uma vez, são tensões abaixo de 50MPa que, possivelmente não prejudicariam a osseointegração. Este estudo está em conformidade com os achados de Santos (2011), em que observaram que os grupos com cicatrizador supragengival apresentaram os maiores valores de concentração de tensão em todas as situações, o que pode ser devido à formação de um braço de alavanca maior. Ressalta-se que a situação de implante submerso, com tapa implante apenas, não foi simulada neste estudo.

Os implantes anteriores do modelo 6 submetidos a forças verticais foram os que apresentaram maiores deslocamentos, próximos a 0,05 mm (50 μ m), na região do cicatrizador. Entretanto, estes valores de deslocamento observados neste estudo são inferiores aos preconizados na literatura, sugerindo que micromovimentos superiores a 100 μ m durante esta fase inicial pode afetar a osseointegração dos implantes (TARNOW et al., 1997), sendo 150 μ m, a movimentação máxima considerada segura (CHONG et al., 2002; CHIAPASCO, 2004). Ressalta-se ainda que as condições de contorno deste estudo foram de travamento das superfícies ósseas na região posterior, o que pode ter contribuído para uma maior movimentação dos anteriores na análise de deslocamento.

Um fato interessante é que não houve grandes diferenças nas distribuições de tensões ao osso quando se alterou as espessuras dos materiais de reembasamento. O resultado esperado de que espessura de 4mm protegeria mais o implante não foi notado. Isto está em desacordo

com Santos et al. (2011) que observaram que o uso de materiais reembasadores macios de 3 mm de espessura foram importantes na distribuição de tensões ao osso adjacente aos implantes, reduzindo consideravelmente os níveis de tensão na interface óssea peri-implantar quando a carga foi aplicada. No presente estudo, ambas as espessuras de material reembasador contribuíram para a diminuição de tensões na interface implante/cicatrizador e tecido gengival, mas não foi possível notar diferenças entre as espessuras de material reembasador na concentração de tensões no tecido ósseo. Porém, ficou claro que no comparativo sem o material reembasador este material foi interessante na transmissão do stress, visto que concentrou tensões.

Assim, o simples fato de se aumentar a espessura do material reembasador não necessariamente protege mais os implantes da falha e, portanto, há a necessidade de melhor controle durante o procedimento do reembasamento. Um estudo com elementos finitos de Sato et al. (2001) avaliou vários fatores relacionados com os materiais reembasadores que poderiam contribuir ou não com a distribuição de tensões, e observaram que em mucosa fina (espessura de 1 mm), quanto menor o módulo de Young (rigidez) do material reembasador, menor a taxa de estresse. No entanto, se o material reembasador apresentasse um módulo de Young menor do que o da mucosa, o estresse se concentrava negativamente. Esses resultados sugerem que a elasticidade do material reembasador deve corresponder à elasticidade da mucosa para obter o efeito de amortecimento ideal.

Finalmente, considerando os resultados deste estudo é óbvio que há vantagem do uso de protocolo de estágio único, pois o tempo e morbidade diminuem bastante (BECKER et al., 1997). Porém, até que ponto as variações em espessuras de materiais ou características anatômicas poderiam representar fatores de dúvida no planejamento protético ainda não foram descritas. É claro inclusive que biótipos gengivais mais espessos são altamente recomendados para implantodontia, inclusive influenciando no resultado estético do implante imediato, pois uma gengiva fina tem maior susceptibilidade à recessão (LEE et al., 2011). Esta discussão ainda

leva em consideração que existem gengivas de diferentes resiliências e este é um fator ainda não comparado neste estudo.

Apesar de estudos citarem taxas de sucesso comparáveis para implantes que receberam cicatrizadores na primeira sessão cirúrgica versus implantes reabertos após osseointegração (KIM et al., 2009; CECCHINATO et al., 2008; ABRAHAMSSON et al., 1999; FIORELLINI et al., 1999), estes estudos foram em sua maioria para próteses unitárias, onde obviamente há unidade de oclusão que diminui tensões nos cicatrizadores instalados, e que muitas vezes nem entram em toque, sendo aliviados na oclusão. Porém, em próteses totais, é impossível que algum nível de estresse não seja transmitido aos cicatrizadores. Assim, este estudo sugere que, como afirmado por CHOI et al. (2008), para o prognóstico dos implantes, a osseointegração não submersa ou submersa ainda é uma questão controversa, principalmente considerando reabilitações totais. Noutras palavras, até que ponto os níveis baixos de tensão prejudicam a cicatrização inicial dos implantes, principalmente nos primeiros dias pós-cirúrgicos, ainda merecem atenção em estudos futuros.

6. CONCLUSÕES

Pelos resultados deste estudo foi possível verificar que:

- o uso de reembasador soft diminuiu as tensões nos implantes/cicatrizadores e tecido gengival;
- o aumento da espessura do material reembasador não influenciou na diminuição das tensões aos tecidos de suporte;
- tecidos gengivais mais espessos foram discretamente favoráveis em diminuir as tensões transmitidas ao tecido ósseo, mas concentram mais tensões nos implantes/cicatrizadores.

REFERÊNCIAS

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Moon IS, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 1999;26:600-7.
2. 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.
3. Al Amri Mohammad D. Crestal bone loss around submerged and nonsubmerged dental implants: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016 May;115(5):564-570.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.002. Epub 2016 Jan 13.
4. Almeida DA, Verri, FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015;55:187-92.
5. 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.
6. Amaral CF, Gomes RS, Garcia RR, Altair A, Cury DB. Stress distribution of single-implanteretained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2017; 119(5):791-796.
7. Baggi L, Cappelloni I, di Girolamo M. et al. 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.
8. Barao VA, Assuncao WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosal thickness and resiliency on stress distribution of implantretained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed* 2008; 92: 213–23.
9. 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.
10. 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.
11. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseousimplants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:251–62.
12. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99–119.

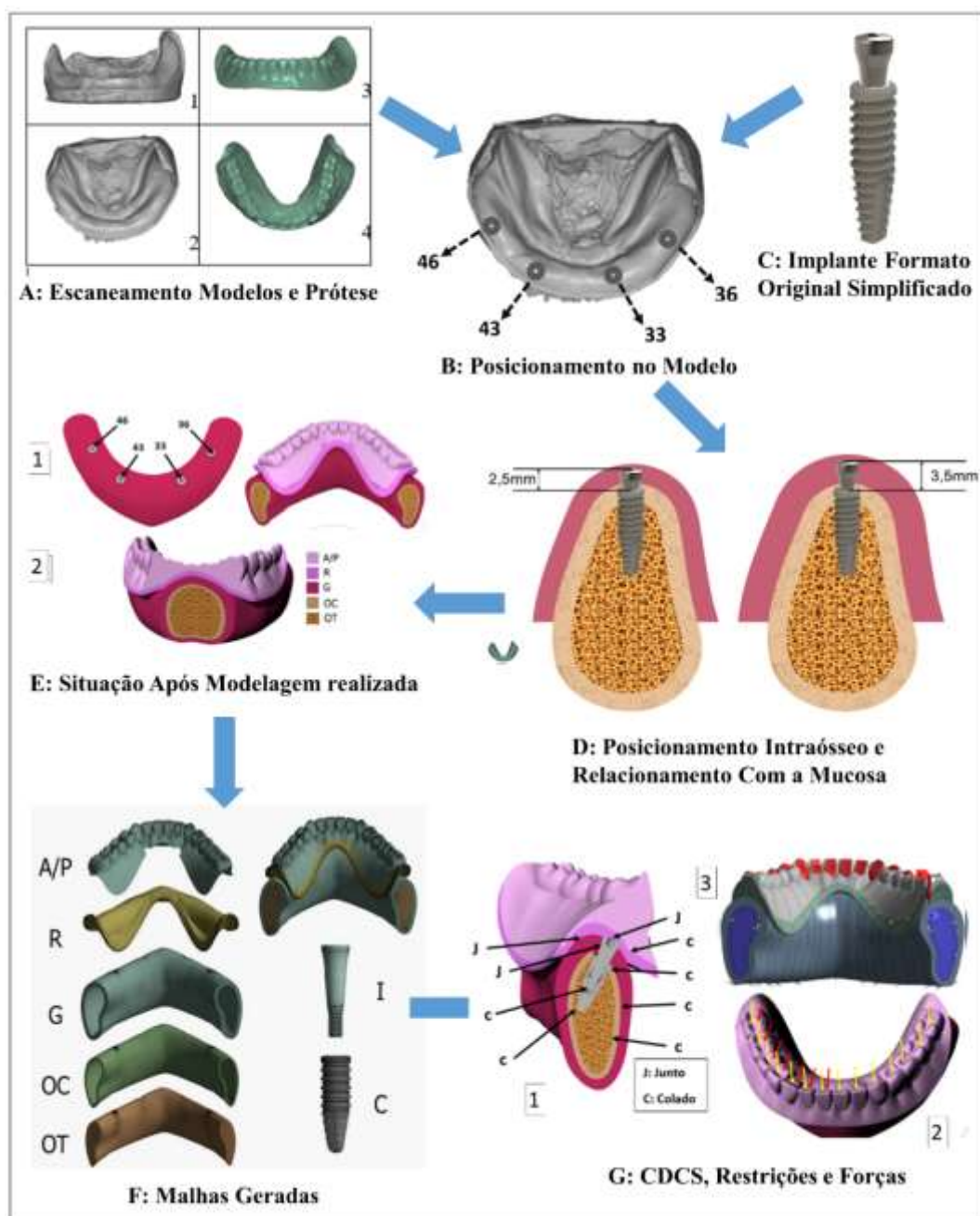
13. Cecchinato D, Bengazi F, Blasi G, Botticelli D, Cardarelli I, Gualini F. Bone level alterations at implants placed in the posterior segments of the dentition: Outcome of submerged/non-submerged healing: A 5-year multicenter, randomized, controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:429-31.
14. 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.
15. Chiapasco M. Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(Suppl):76–91. *J Oral Rehabil*
16. 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.
17. Chong W, Davliakos JP, Fischman B, Saadoun AP, Takacs G. Immediate loading. *Implant Dent* 2002;11:315–23.
18. Cochran DL, Douglas HB. Augmentation of osseous tissue around nonsubmerged endosseous dental implants. *Int J Periodont Restorat Dent* 1993;13:506-19.
19. 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.
20. Dos Santos MBF, da Silva JP, Consani RLX, Mesquita MF. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001; 38(9):691-6.
21. D Marco Degidi, Adriano Piattelli. Immediate Functional and Non-Functional Loading of Dental Implants: A 2- to 60-Month Follow-Up Study of 646 Titanium Implants. *Journal of Periodontology* 2003; 225-241.
22. D P Tarnow 1, S Emtiaz, A Classi. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):319-24.
23. 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.
24. 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.

25. Fiorellini JP, Buser D, Paquette DW, Williams RC, Haghighi 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.
26. 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.
27. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79(7):1519-24.
28. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.
29. 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.
30. 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.
31. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. 2001;85:599-607.
32. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge—three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001;28:950–7.
33. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-10.
34. 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.
35. 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.
36. Lee A, Fu J., Wang H. Soft tissue biotype affects implant success. *Implant dentistry*, 2011; 20(3): e38-e47.
37. Lima BG, Orsi IA, Borie E, Lima JHF, NoritomiPY. Analysis of stress on mucosa and basal bone underlying complete dentures with different reliner material thicknesses: a three-dimensional finite element study. 2013; 40(10): 767-773.

38. Mariano Sánchez-Siles 1, Daniel Muñoz-Cámara 2, Noemi Salazar-Sánchez 2, Fabio Camacho-Alonso 1, José Luis Calvo-Guirado 3 Clin Oral Implants Res. 2018 Jul;29(7):808-812. doi: 10.1111/clr.12981. Epub 2016 Sep 5. Crestal bone loss around submerged and non-submerged implants during the osseointegration phase with different healing abutment designs: a randomized prospective clinical study.
39. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implants Res. 1996;7:153-61.
40. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. Int J Prosthodont 1993;6:203-8.
41. 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.
42. Nemli SK, Güngör MB, Aydın C, et al. Clinical evaluation of submerged and non-submerged implants for posterior single-tooth replacements: a randomized split-mouth clinical trial. Int J Oral Maxillofac Surg. 2014 Dec;43(12):1484-92.
43. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses. J Dent 1997;25:489-91.
44. Pozzi, A., Agliardi E., Tallarico M., Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, splith mouth clinical trial. Clin Implant Dent Relat Res. 2014; 16(1): 96-106.
45. Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thicknesses mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: finite element analysis study. J Prosthet Dent 2016;116(3):356-61.
46. 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.
47. 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.
48. 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.
49. Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PSP. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. Materials Science and Engineering C 2013;33(8):4700–14.

50. 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.
51. Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000;27:660–3.
52. Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil*. 2000 Aug;27(8):660-3.
53. 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.
54. 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.
55. Troiano G. et al. (2018). Early and late implant failure of submerged versus non-submerged implant healing: a systematic review, meta-analysis and trial sequential analysis. *Journal of Clinical Periodontology*. doi:10.1111/jcpe.12890
56. 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.
57. 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.
58. Watanabe M, Hattori Y, Satoh C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *International Congress Series* 2005;1284:21-7.
59. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*. 2002;23:2459-65.

APÊNDICE A – FLUXOGRAMA DE OBTENÇÃO DO MODELO ÓSSEO



Fluxograma 1. Desenhos esquemáticos da modelagem dos componentes protéticos e estrutura óssea dos modelos. **Imagem A:** Visão oclusal e frontal do modelo e da prótese total que foram escaneados (1 – modelo, vista frontal; 2 – modelo, vista oclusal; 3 – prótese total, vista frontal; 4 – prótese total, vista oclusal). **Imagem B:** Posicionamento dos Implantes #46, #43, #33, #36. **Imagem C:** Implante Formato Original Simplificado. **Imagem E:** 1-Desenho esquemático da posição dos implantes e vista lingual do modelo com a prótese total convencional, material reembasador, osso cortical, trabecular e tecido gengival. 2- Esquema de modelagem que foi confeccionado para o estudo (OC – osso cortical, OT – osso trabecular, G – gengiva, R – reembasador, AP – acrílico/prótese). **Imagem F:** Vista esquemática do modelo simulado, estruturas e malhas. AP – acrílico/prótese, R – reembasador G – gengiva, OC – osso cortical, OT – osso trabecular, I – Implante, C – Cicatrizador. **Imagem G:** 1-Esquema de condições de contorno e contato. 2- Representação da aplicação das cargas oclusais e verticais sobre os dentes da prótese total. As setas amarelas representam as cargas verticais, e as setas vermelhas cargas oblíquas. 3- Restrições de movimento dos modelos (CDCS).

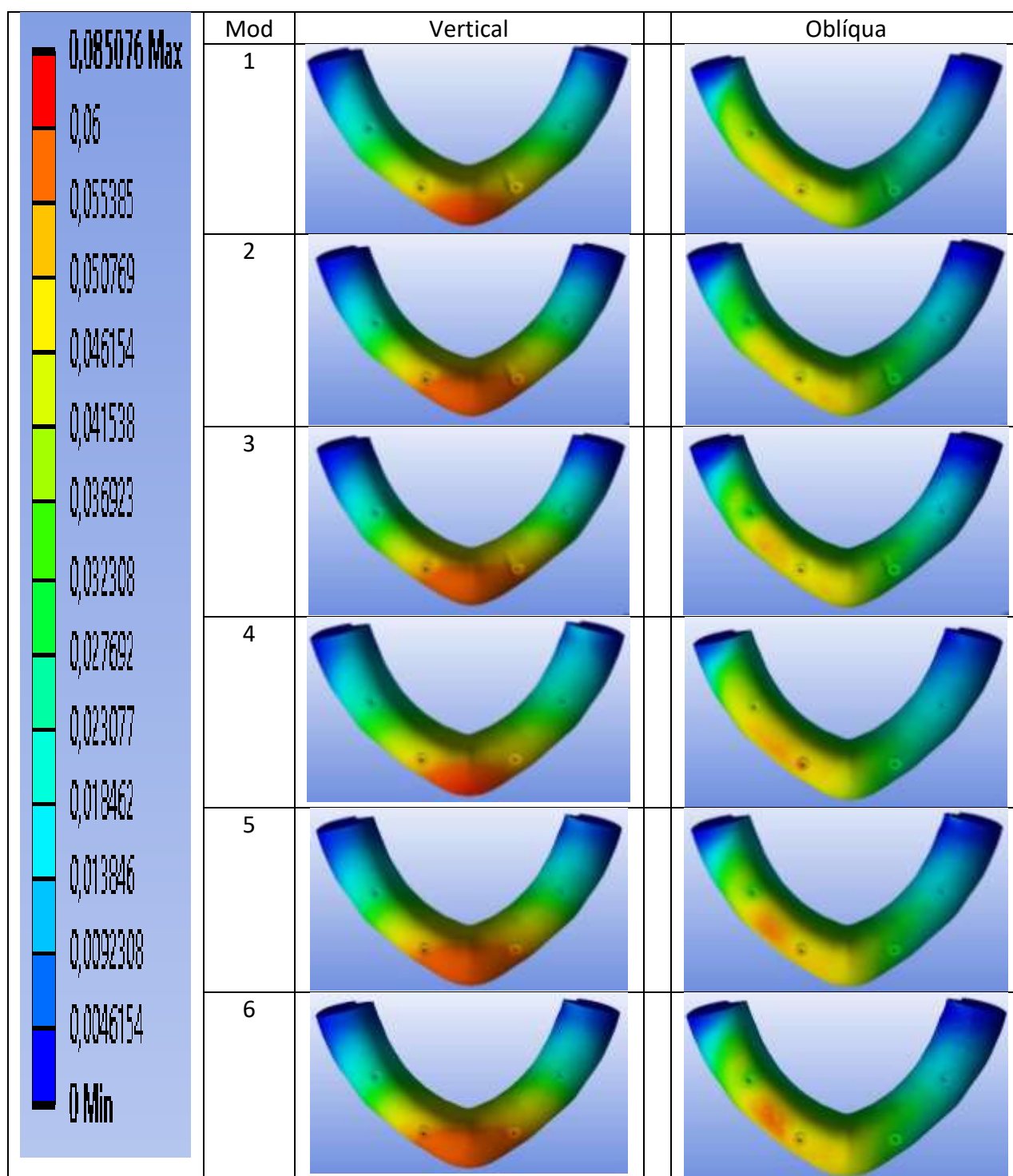


Figura 2. Mapas de deslocamento (mm). Vista geral com a localização dos implantes/cicatrizadores, ilustrando o deslocamento nos modelos submetido a forças verticais e oblíquas.

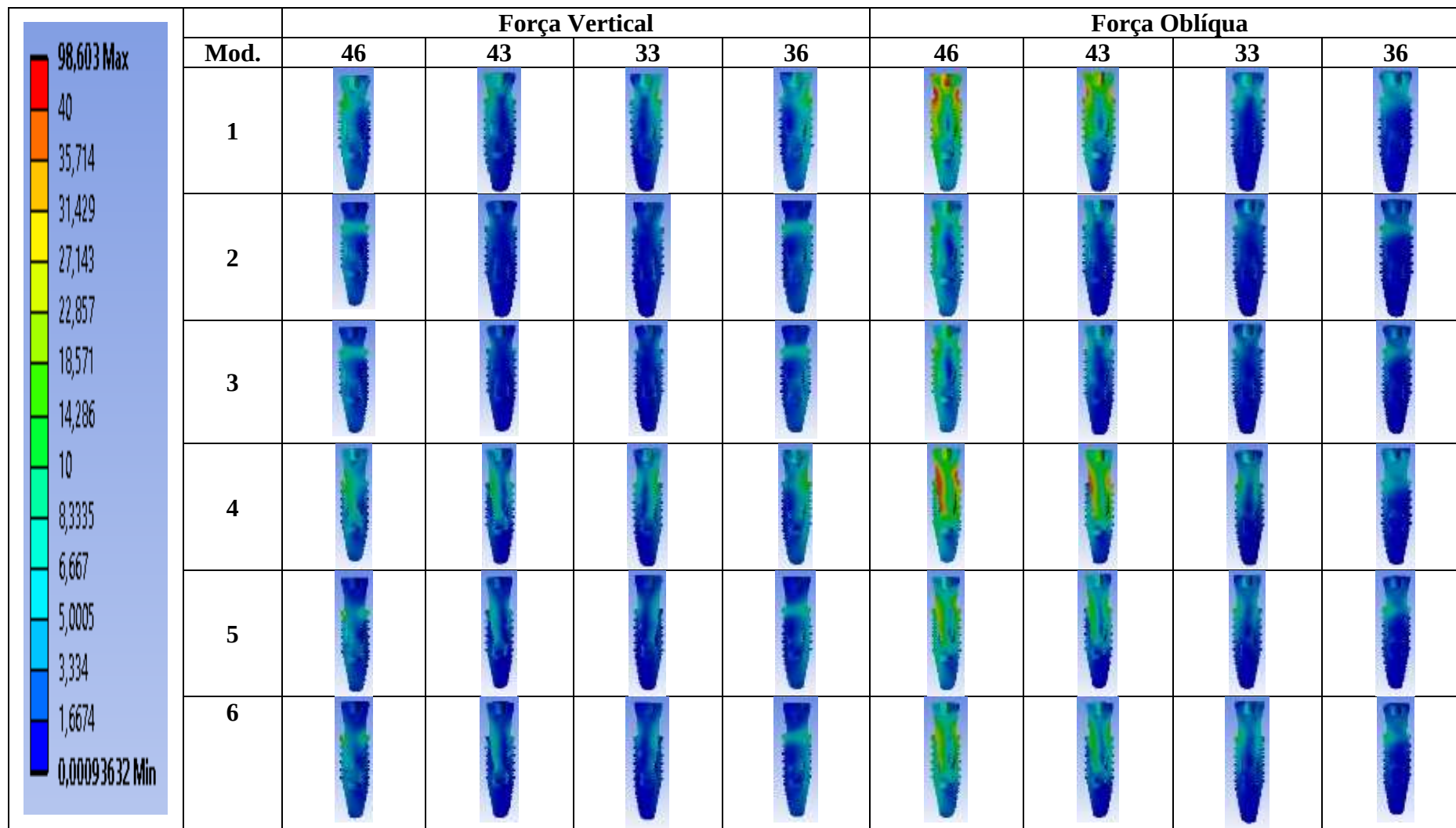


Figura 3. Mapas de Tensão de Von Mises de todos os modelos, nas regiões dos implantes. Stress entre implante e cicatrizador (MPa).

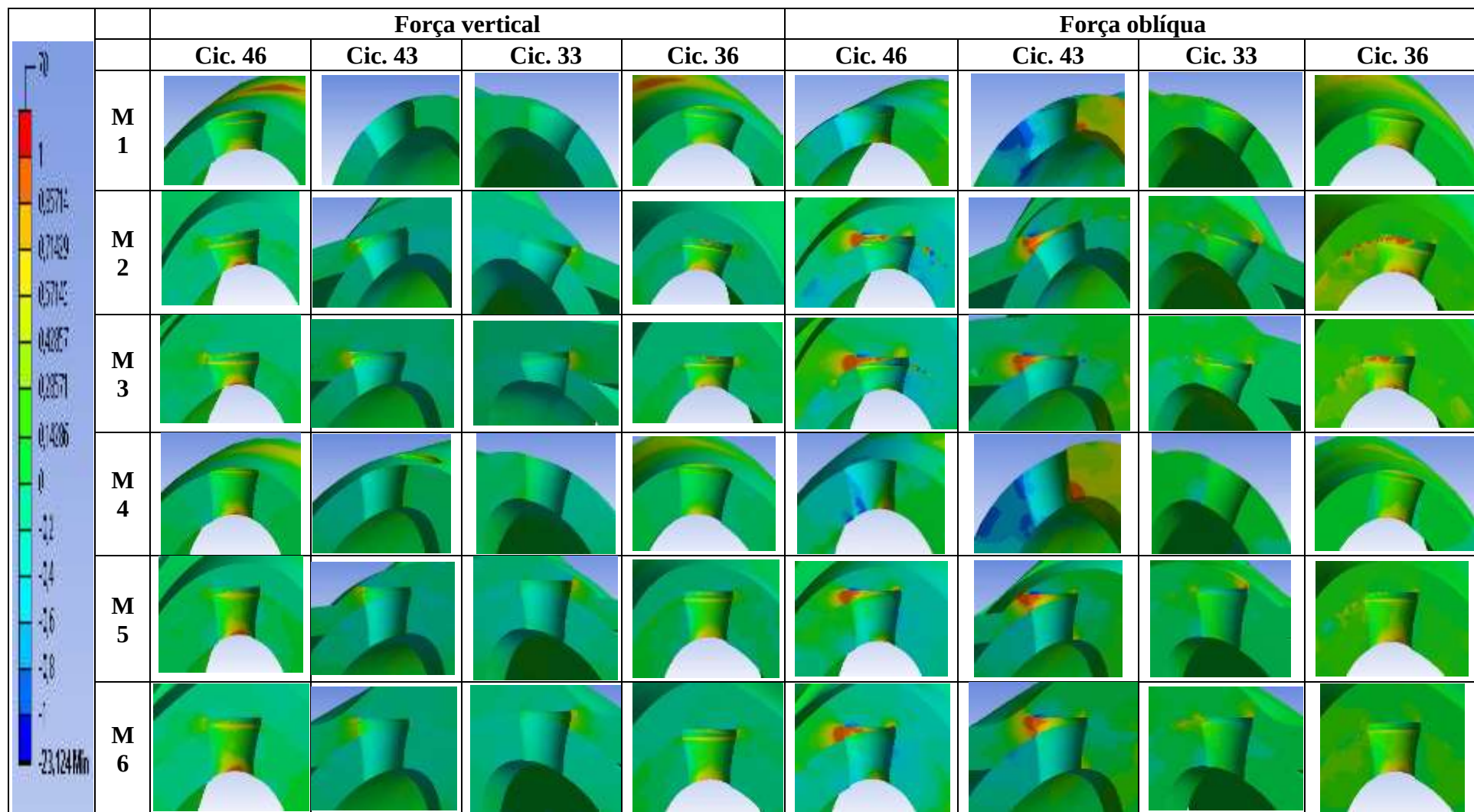


Figura 4. Mapas de Tensão Máxima Principal na gengiva e material reembasador, em MPa.

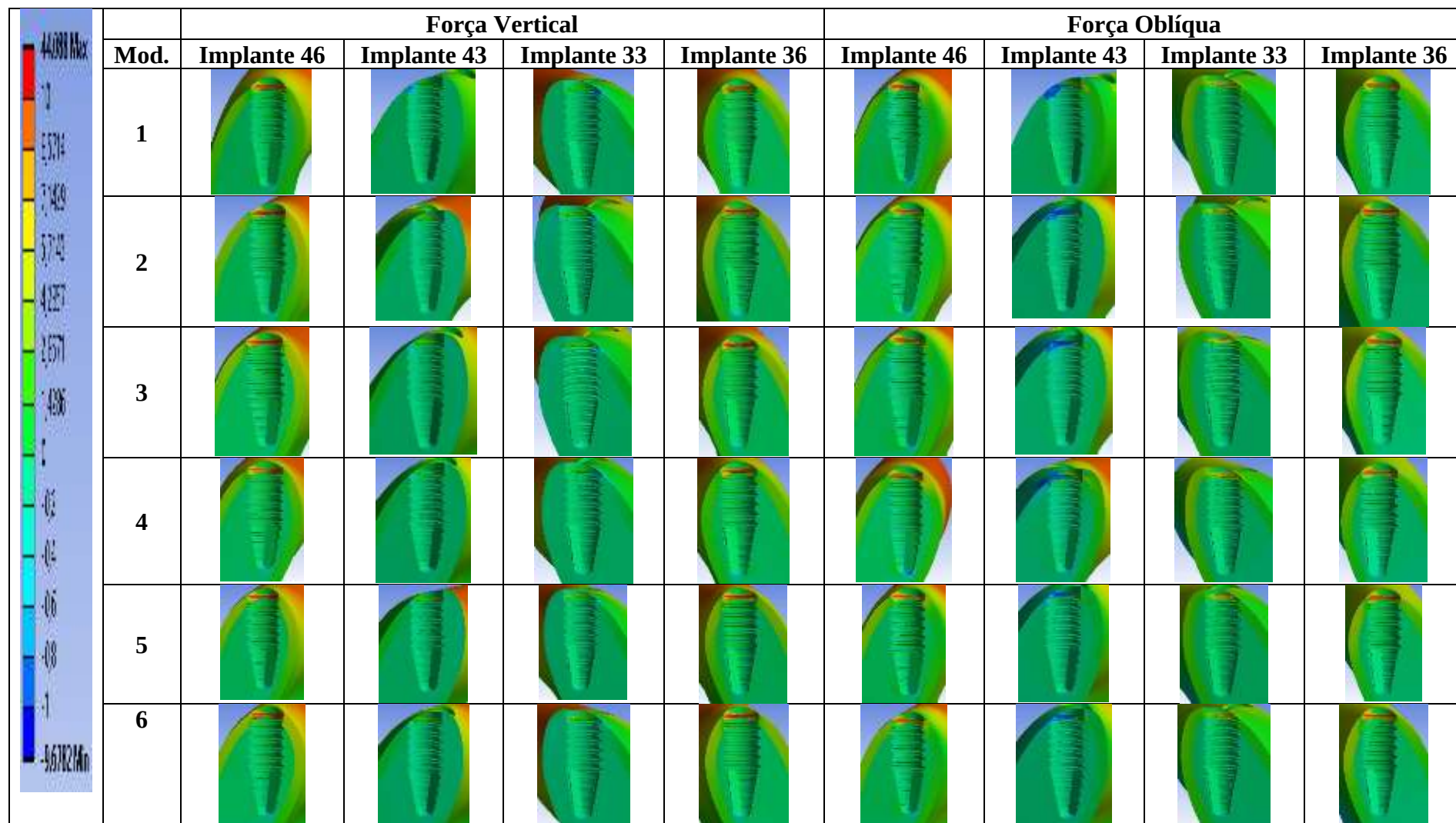


Figura 5. Mapas de Tensão Máxima Principal, no tecido ósseo de todos os modelos, nas regiões dos implantes (MPa).