

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

VINÍCIUS MIGUEL CORRIEL SERENO

Influência do envelhecimento do 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

2025

VINÍCIUS MIGUEL CORRIEL SERENO

Influência do envelhecimento do 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

2025

Agradeço a **Deus**,

Primeiramente ao meu eterno Senhor, que tem me proporcionado sabedoria, saúde, e muitas bênçãos para que eu possa sempre estar acolhendo o próximo, a Ele agradeço eternamente a minha proteção e as conquistas que tem me proporcionado, sou e serei sempre grato por tudo que tem me concedido através da fé. “O senhor é meu pastor e nada me faltará.” Salmo 23

Dedico ao **meu Pai**,

peessoa com quem aprendi as primeiras lições de como ser um homem honesto, digno e corajoso para que pudesse enfrentar cada obstáculo da minha vida com perseverança, confiança e fé. Sem dúvidas meu ídolo, a quem sempre me espelhei, meu herói sem capa, a pessoa que soube me apoiar e ser meu escudo para as maiores dificuldades que já enfrentei, sempre esteve do meu lado, independente de tudo, confiou, confia e acredita sempre em mim, estando ali, sempre para me apoiar.

Dedico à **minha Mãe**,

Minha Rainha a quem me ensinou o que é o verdadeiro amor incondicional, a quem sempre será minha primeira pessoa a compartilhar os momentos mais felizes, e de felicidades ela conhece bem, uma pessoa que exala alegria, contagiando todo ambiente, e que tenho orgulho, com quem aprendi que a vida vale a pena viver a cada segundo.

AGRADECIMENTOS

A minha namorada **Maybi**,

Com quem desde do início do Mestrado tem me apoiado, e me encorajado a seguir em frente, a pessoa que escolhi para estar do meu lado, a quem eu tanto amo e confio, quem está a todo momento em minha companhia, quem me segura e apoia nos momentos de insegurança, e até nos momentos de insatisfações, uma pessoa amiga, guerreira, sempre disposta a me ajudar e nos ajudar, e que sempre que preciso não mede esforços para lutarmos juntos para que possamos superar.

Ao meu irmão **Vittor**,

Uma pessoa que Deus me deu como irmão e tem sido mais, um verdadeiro amigo, a quem estamos um pelo outro, seja nos momentos difíceis, ou nos momentos alegres, pois é uma pessoa, que sempre tem me dado apoio, e sempre é meu companheiro desde do início até o final.

À minha **Família**,

Com quem tenho sempre a agradecer, a quem tem me dado suporte desde de sempre, e que sei que poderei contar com cada um devido o carinho e respeito que temos um pelo outro, e que aprendemos que sejamos um só, pessoas próximas a quem nos estende as mãos sempre.

Ao meu Amigo **Francisley**,

Pessoa que iniciou como colega de faculdades, e através de uma sociedade bem sucedida, e que tem muito a crescer, se tornou um membro familiar, uma pessoa amiga e companheira para todos os momentos e que tenho total consideração.

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

Que sempre tem me dado apoio em todos os momentos de dificuldades e principalmente dúvidas no decorrer do curso, super compreensiva, devido a ela completo mais uma conquista em minha vida, pois foi quem me orientou da melhor forma possível desde a inscrição da seleção, até o momento em que realizo esse sonho. Nunca mediu esforços para me ajudar em disciplinas e trabalhos, sem sombras de dúvidas uma excelente orientadora, a quem agradeço muito por estar aprendendo e adquirindo mais conhecimentos com ela.

Ao Professor **Felippo Verri**,

Com total certeza foi quem me ajudou muito a chegar nessa conquista, um excelente profissional, alguém que me passou um conhecimento extraordinário, principalmente clínico, com ele a minha experiência com enxertos tem somado muito, e sempre disposto a ajudar, explicar e orientar mesmo fora de hora, um Profissional amigo que ganhei e que tenho total admiração.

Aos Professores do **Programa Ciências**,

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.

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 03/2023 à 03/2025

“A função da educação é ensinar a pensar intensamente e criticamente. Inteligência mais caráter — esse é o objetivo da verdadeira educação.”

Martin Luther King Jr.

Sereno, VMC. **Influência do envelhecimento do material reembasador de próteses totais na distribuição de tensões sobre implantes cone morse durante fase de osseointegração. Análise pelo método dos elementos finitos - 3D.** 2025 41f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2025.

RESUMO

A fase de osseointegração inicial de implantes para uma prótese protocolo envolve o uso de uma prótese total convencional provisória que pode ou não ser revestida com materiais reembasadores macios com a finalidade de se reduzir o estresse para os tecidos de suporte. Assim, a avaliação mecânica desta situação clínica é de extrema relevância para se estabelecer protocolos mais seguros durante esta fase. O objetivo deste estudo foi realizar análise biomecânica pelo MEF-3D da distribuição de tensões durante fase provisória de reabilitação com implantes osseointegrados simulando uma situação clínica de protocolo inferior sobre 4 implantes nas posições dos dentes 46, 43, 33 e 36, na fase inicial de cicatrização. Foram confeccionados 6 modelos 3D, sob 2 direções de carga (vertical e oblíquo), simulando osso tipo II, com duas alturas de tecido gengival (2 mm e 3 mm) e envelhecimento simulado do material reembasador (antes e após envelhecimento). A metodologia para modelagem se baseou em um escaneamento de superfície de uma prótese total e modelo de laboratório inferior montados. As geometrias dos implantes e de seus cicatrizadores foram obtidas por simplificação dos desenhos originais. A visualização dos resultados foi qualitativa por meio de mapas de deslocamento (mm) e mapas de tensão máxima principal (MPa). Os mapas de deslocamento mostraram que os modelos foram muito próximos entre si na tendência de movimentação na mucosa. Os mapas de von Mises indicaram que os implantes foram mais sobrecarregados do lado da aplicação da força, sendo maiores os níveis nos implantes sem material soft, seguido por implantes com maiores componentes. Os mapas de tensão máxima principal indicaram que o material soft concentrou tensões de tração e compressão, aliviando a mucosa.

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

Sereno VMC. Influence of relining material of complete dentures on stress distribution on cone morse implants during osseointegration phase. Analysis by the finite element method - 3D. 2025 41 f. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2025.

ABSTRACT

The initial osseointegration phase of implants for a prosthesis protocol involves the use of a conventional provisional complete denture that may be lined with soft reliner materials to reduce stress on the supporting tissues. Therefore, mechanical assessment of this clinical scenario is highly relevant to establishing safer protocols during this phase. The aim of this study was to perform a biomechanical analysis using 3D finite element analysis (FEA) of stress distribution during the provisional rehabilitation phase with osseointegrated implants, simulating a clinical situation of a mandibular protocol over four implants positioned at the sites of teeth 46, 43, 33, and 36 during the initial healing phase. Six 3D models were modeled under two loading directions (vertical and oblique), simulating type II bone, with two gingival tissue heights (2 mm and 3 mm) and simulated aging of the reliner material (before and after aging). The modeling methodology was based on a surface scan of a complete denture and lower laboratory model mounted. The geometries of the implants and their healing abutments were obtained by simplifying the original designs. The results were qualitatively visualized through displacement maps (mm) and maximum principal stress maps (MPa). The displacement maps showed that the models were very similar in mucosal movement trends. The von Mises stress maps indicated that the implants were more overloaded on the side of force application, with higher levels in the implants without soft material, followed by implants with larger components. The maximum principal stress maps indicated that the soft material concentrated tensile and compressive stresses, relieving the mucosa. The study concluded that the use of a soft reliner reduced stress on supporting structures. Aging of the reliner material did not influence this reduction. Thicker gingival tissues concentrated more stress on the implants/healing abutments due to the need for longer healing abutments.

Keywords: dental implants, complete dentures, relining of complete dentures, biomechanical analysis, finite element analysis

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1- Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores	18
Figura 2. Visão oclusal e frontal do modelo e prótese que foi simulada	19
Figura 3. Esquema de modelagem que foi confeccionado para o estudo.	20
Figura 4. Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores.	21
Figura 5- Mapas de deslocamento (mm). Vista geral com a localização dos implantes/cicatrizadores, ilustrando o deslocamento nos modelos submetidos a forças verticais e oblíquas.	27
Figura 6. Mapas de Tensão de von Mises de todos os modelos, nas regiões dos implantes. Stress entre implante e cicatrizador (MPa).	28
Figura 7 - Mapas de Tensão Máxima Principal, no tecido ósseo de todos os modelos, nas regiões dos implantes (MPa).	30
Figura 8. Mapas de Tensão Máxima Principal na gengiva e material reembasador, em MPa.	31

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Descrição dos modelos confeccionados para este estudo	18
Tabela 2- Propriedades mecânicas dos materiais simulados.	21

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

vM – von Misses

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	16
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	17
4. FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADO.....	24
5. RESULTADOS	26
6. DISCUSSÃO	32
7. CONCLUSÕES.....	37
7. REFERÊNCIAS.....	38

1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

Os implantes osseointegráveis têm sido considerados como opção muito 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 desde a estabilidade primária, com o travamento inicial entre o osso alveolar e o corpo do implante, e mais tarde, 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).

É relatado que a osseointegração falha se um implante se mover mais de 150 micrometros (FAZEL et al., 2009; FLANAGAN et al., 2009; CHONG et al., 2002; BRUNSKI, 1999; SZMUKLER-MONCLER et al., 1998). Esses movimentos poderiam 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 cicatrize 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, estudos relatam que, em comparação com implantes cicatrizados de maneira submersa, os implantes não submersos mostraram menor perda óssea marginal e uma melhor manutenção do tecido mole (HERMANN et al., 2001; KIM et al., 2009; BEHNEKE et al., 1997). Dessa forma, em situações em que o implante apresentar boa estabilidade primária durante a instalação, a cicatrização não submersa pode ser recomendada, evitando-se deste modo uma segunda etapa cirúrgica (MUMCU et al., 2012). Estudos relatam taxas de sucesso comparáveis entre as duas abordagens cirúrgicas (KIM et al., 2009; CECCHINATO et al., 2008; ABRAHAMSSON et al., 1999; FIORELLINI et al., 1999).

No entanto, para o prognóstico dos implantes, a osseointegração não submersa ou submersa ainda é uma questão controversa (CHOI et al., 2008), principalmente nos casos onde 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). Entretanto, esses materiais macios têm suas propriedades alteradas com o envelhecimento. Como resultado, eles se tornam mais duros e sua elasticidade diminui (BROZEK et al., 2007; 2008; 2011). A perda das propriedades elásticas destes materiais de revestimento macios pode intensificar a influência traumática da prótese sobre os tecidos e reduzir o conforto para o usuário. 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), 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 gengival, 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 características da mucosa gengival 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

A proposta deste estudo foi realizar 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 inferior sobre 4 implantes de cone morse, na fase de cicatrização (utilizando cicatrizadores praticamente no nível gengival), com variação de altura gengival ao redor dos implantes de 2 mm e 3 mm, variando-se o uso ou não de reembasador soft (antes e após o envelhecimento), sob aplicação de cargas verticais e oblíquas fisiológicas.

As hipóteses do trabalho foram as de que não haveria diferença na distribuição de tensões pelo uso ou não do material soft; não haveria diferença na distribuição de tensões antes e após o envelhecimento do material; não 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

Esta pesquisa foi realizada em parceria com o Prof. Fellippo Ramos Verri
lattes.cnpq.br/2483330676554389

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. 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 as propriedades elásticas do material reembasador com 2 mm de espessura (antes e após envelhecimento), sendo utilizado sempre cicatrizador compatível com a altura + 0,5mm para cada situação gengival, conforme tabela 1 e figura 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#. 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 restará 0,5 mm de “cicatrizador exposto” na cavidade oral.

Tabela 1 – Descrição dos modelos confeccionados para este estudo

Modelo	Implantes	Altura gengival	Altura cicatrizador	Ausência/Material soft novo ou envelhecido
1 G2C2,5-SR	4 x 3,5x10mm	2mm	2,5mm	Sem material soft associado
2 G2C2,5-R				Com material soft
3 G2C2,5-RE				Com material soft envelhecido
4 G3C3,5-SR		3mm	3,5mm	Sem material soft associado
5 G3C3,5-R				Com material soft
6 G3C3,5-RE				Com material soft envelhecido

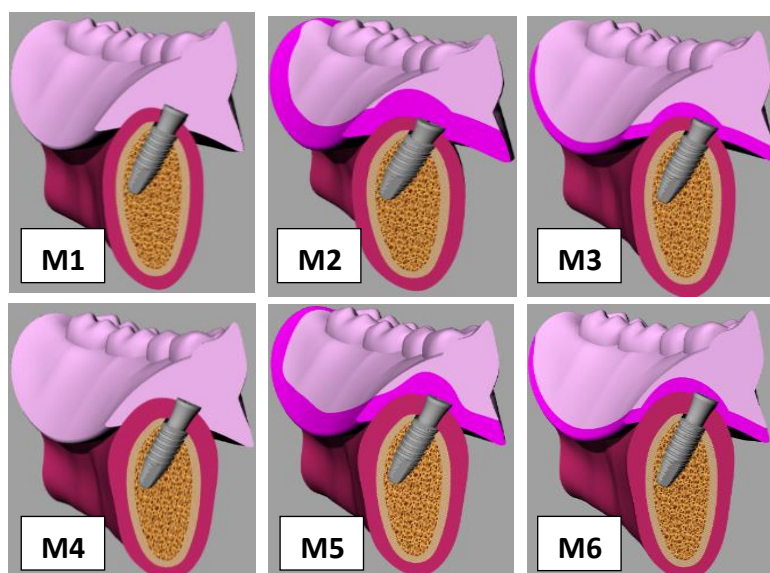


Figura 1. Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores. **(M1)** Corte sagital do implante 33, com altura gengival de 2mm, cicatrizador de 2,5mm, sem material reembasador. **(M2)** com reembasador macio novo. **(M3)** com reembasador envelhecido. **(M4)** Corte sagital do implante 33,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

3.3. Obtenção do bloco ósseo

A metodologia para modelagem se baseou em um escaneamento de superfície de uma prótese total inferior montada, em fase de ceroplastia, sob um modelo inferior padrão, e de seu modelo de assentamento (Figura 2).

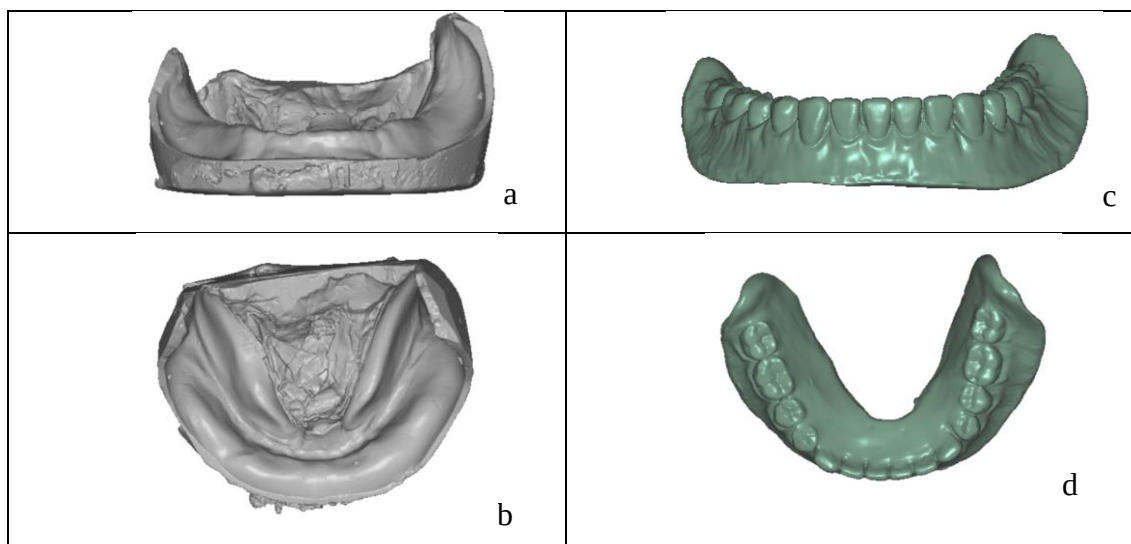


Figura 2. Visão oclusal e frontal do modelo e prótese que foi simulada (a – modelo vista frontal; b – modelo vista oclusal; c – prótese vista frontal; d – prótese vista oclusal).

Nesta figura pode-se observar em vistas frontais (a e c) e em vistas oclusais (b e d) os modelos que foram utilizados, ainda em formato de visualização do software de escaneamento. A partir deste escaneamento, os modelos 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 (Figura 3). A metodologia de simplificação seguiu trabalhos anteriores (RAMOS VERRI et al., 2015; VERRI et al., 2015; VERRI et al., 2014).

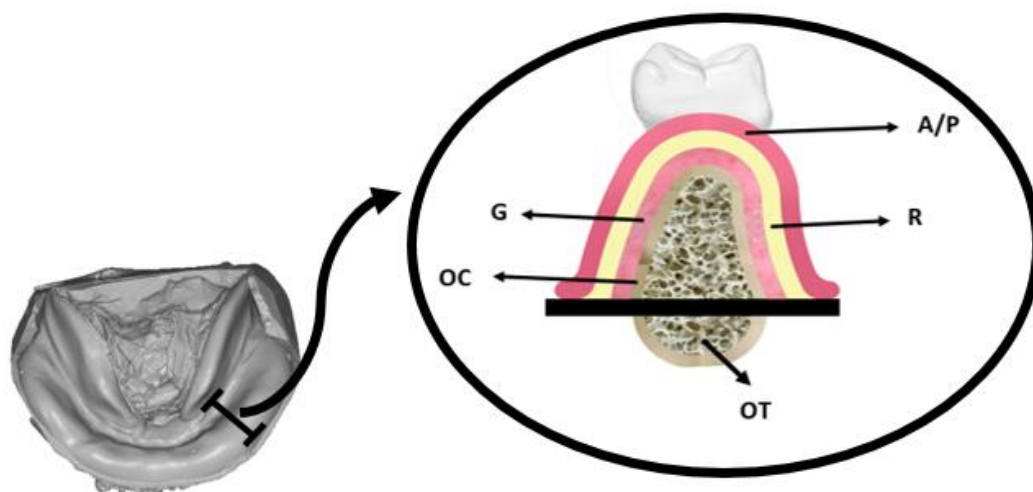


Figura 3. Esquema de modelagem que foi confeccionado para o estudo (OC – osso cortical, OT – osso trabecular, G – gengiva, R – reembasador, AP –acrílico/prótese).

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.

3.4. 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.

Os implantes sempre estiveram na mesma posição tridimensional para todos os modelos, nas regiões correspondentes aos dentes #36, #33, #43 e #46. Todos os implantes foram posicionados no 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) - (Figura 4).

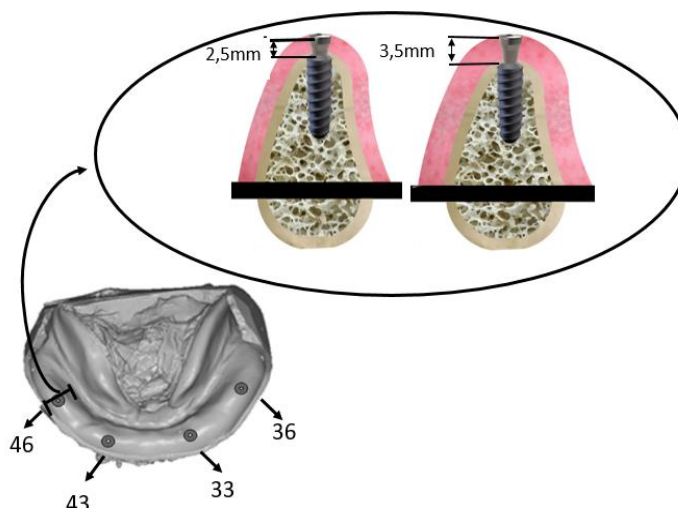


Figura 4. Esquema de posicionamento e espessura/altura de cicatrizadores.

3.5. 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. 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
Gengiva	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 macio	0.00732	0.30	Sato et al., 2000
Material reembasador macio após envelhecimento	0.012	0.30	*
Dente artificial acrílico	2.94	0.30	Kawasaki et al., 2001

*Valor estimado a partir de Brozek et al., 2011.

3.6. Aplicação de forças e restrição do modelo

3.6.1. Condições de contato, contorno e carregamento

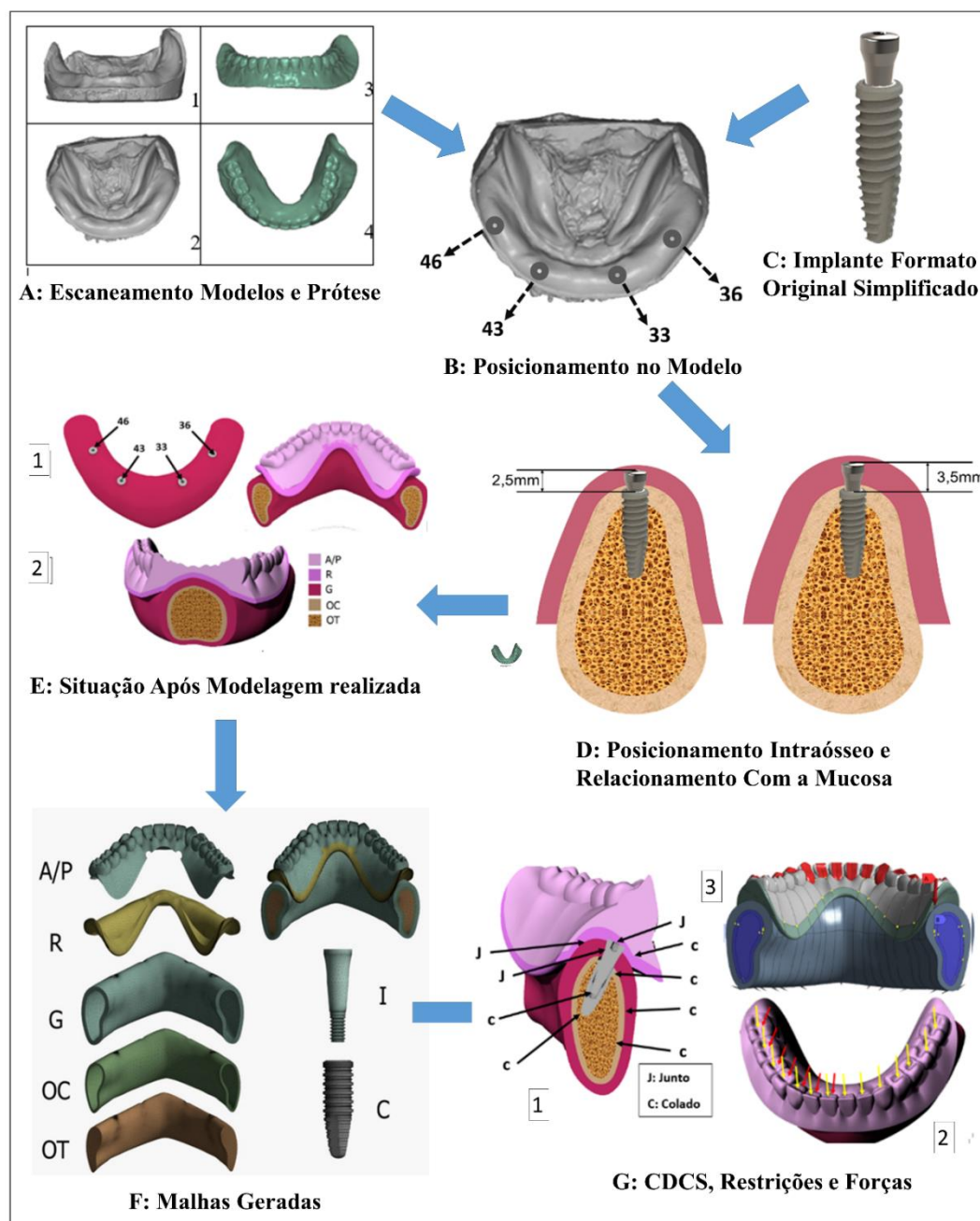
Os contatos de interface foram simulados de 2 tipos: colado (resina acrílica x reembasador; cicatrizadores x implantes; implantes x tecidos ósseos; osso cortical x osso trabecular) ou justaposto (resina acrílica ou reembasador x gengiva; resina acrílica ou reembasador x cicatrizadores), conforme Fluxograma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

3.6.2. 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, de acordo com os valores e técnica obtida no estudo de Alvarez-Arenal et al. (2014).

3.6.3. 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).



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).

4. FORMA DE ANÁLISE 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. As interfaces 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 (Torcato et al., 2014; de Faria Almeida et al. 2014; Verri et al., 2016; de Souza Batista et al., 2017). Esse critério 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.

4.1. Tipos de análise

Os mapas de deslocamento foram utilizados para analisar a tendência de deslocamento total do conjunto. Sua unidade é em milímetro (mm). É sempre a primeira análise a ser realizada, pois indica uma aproximação para valores clínicos reais. Espera-se que a tendência de movimentação total não ultrapasse limites citados para movimentação da gengiva. Resultados muito fora deste valor podem indicar erros significativos ou na modelagem ou na discretização do modelo, e são utilizados como referência para se prosseguir a análise. A análise de von Mises foi realizada para verificação das tensões máximas nos implantes e componentes, visto serem materiais dúcteis (metais). Os mapas de tensão máxima principal foram utilizados como critério para análise das tensões no tecido ósseo cortical e trabecular e no tecido gengival, uma vez que fornecem valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (SANTIAGO JUNIOR et al., 2013; VERRI et al., 2014). Tal tipo de análise é crítica para substâncias ou corpos duros friáveis, onde o fator cisalhamento (tração x compressão) é

importante para a análise. Sabe-se que o tecido ósseo apresenta razoável resistência à compressão e pouca resistência à tração.

Análise qualitativa: realizada através da observação visual das imagens gráficas dos mapas de deslocamento e de tensão máxima principal ocorridas nas estruturas dos modelos, fornecidas pelo programa de computador e impressas. Esta análise é feita meramente por comparação direta entre os diversos mapas obtidos para o estudo.

Análise quantitativa: realizada através da escala correspondente ao gradiente de cores que acompanha o modelo matemático do elemento finito. A gradiente fornece o valor máximo e o valor mínimo para cada cor que representa um intervalo de tensão ou deformação ocorrida em determinada região de uma estrutura. Ao comparar os modelos entre si, busca-se obter valores máximos e mínimos de cada análise em cada modelo. Este critério proporciona uma visualização numérica, possibilitando a comparação entre cada ponto nos seus respectivos modelos, determinando qual situação (modelo) é mais adequada para a proposição estudada.

5. RESULTADOS

Para visualização dos resultados foram plotados mapas gerais de deslocamento (em mm), mapas de von Mises dos implantes e componentes (em MPa), e mapas de tensão máxima principal do tecido ósseo, do tec. gengival e do material reembasador soft quando este foi associado à prótese total provisória (em MPa). Apenas a região dos implantes e componentes do lado da aplicação da força (lado direito) foram individualizados para visualização (43# e 46#).

5.1. Resultados dos Mapas de deslocamento dos modelos

O valor máximo geral de deslocamento (mm) para os modelos verticais foi de 0,24 mm no M2, e para os modelos com aplicação de carga oblíqua foi de 0,77 mm, também no M2. Os mapas de deslocamento da gengiva/implantes e componentes estão ilustrados na figura 5. Nesta figura é visualizado o deslocamento no nível de gengiva, e é possível verificar que os valores variaram na máxima ao redor de 0,04 a 0,06 mm, tanto para modelos verticais quanto para modelos oblíquos.

A aplicação vertical apresentou maior área de tendência de deslocamento na região anterior, enquanto que a aplicação oblíqua apresentou a área mais deslocada para o lado direito, lado da aplicação da força, com padrões semelhantes de mapas entre si. Foi possível observar discreta diferença de deslocamento (cores alaranjadas, demonstradas pelas setas na Fig. 5) comparando-se modelos com ou sem material reembasador soft (novo ou envelhecido), principalmente nos modelos com espessura maior de gengiva (M4, M5 e M6), sob cargas oblíquas.

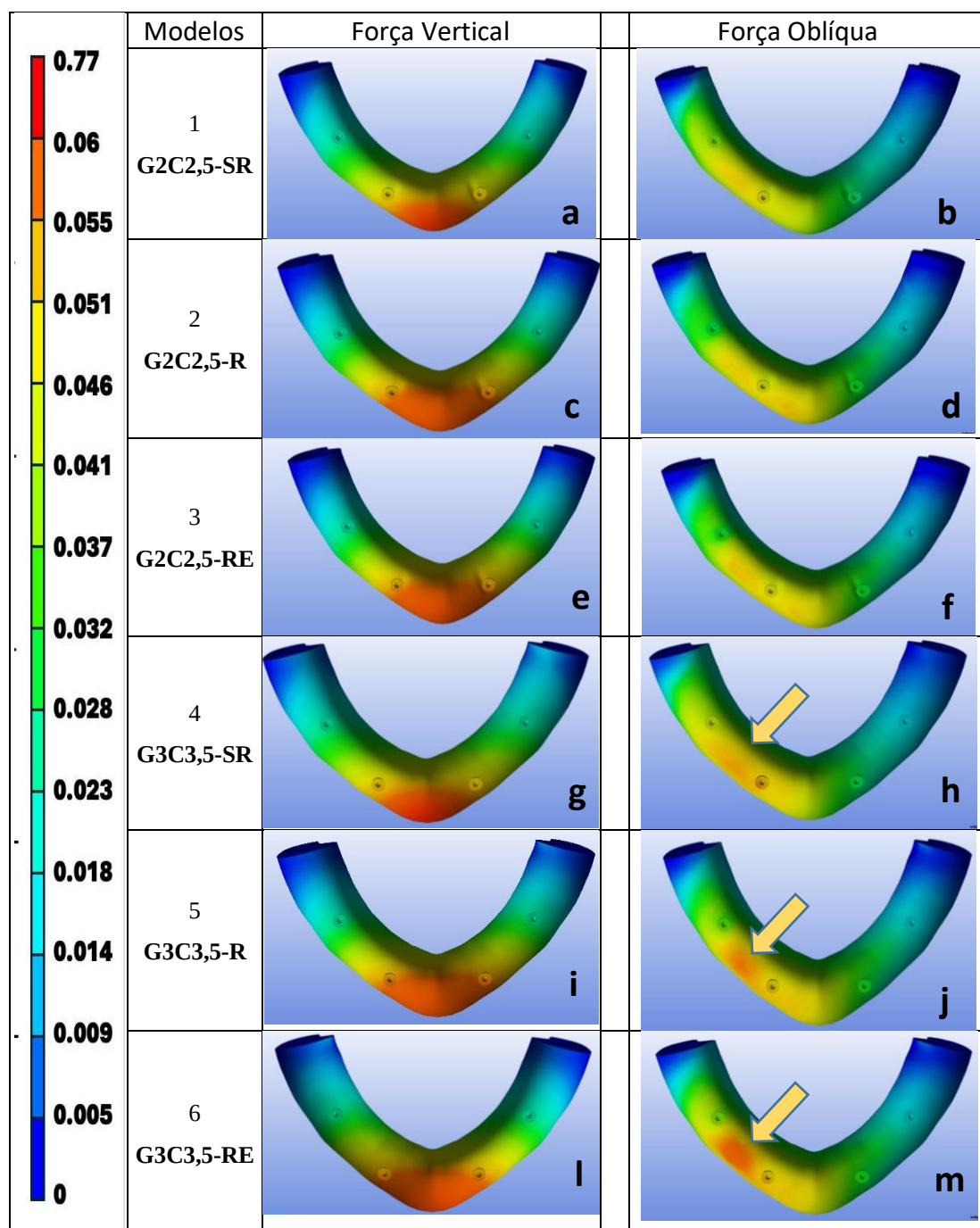


Figura 5. Mapas de deslocamento (mm). Vista geral com a localização dos implantes/cicatrizadores, ilustrando o deslocamento nos modelos submetidos a forças verticais e oblíquas.

5.2. Resultados dos Mapas de von Mises

A análise dos mapas de von Mises foram realizadas apenas do lado da aplicação da força, nos implantes e componentes (Figura 6). Nesta figura foi possível verificar padrões semelhantes de distribuição de tensões entre os implantes/componentes sob força vertical,

assim como entre os implantes/componentes sob força oblíqua. Os valores máximos sob aplicação vertical atingiram entre 22-35MPa, enquanto que sob aplicação oblíqua atingiram aproximadamente 35-40MPa, sendo portanto, maiores para os modelos sob aplicação oblíqua. Os modelos sem material soft atingiram valores maiores quando comparados aos modelos com material soft, e modelos com gengiva e componentes mais longos apresentaram valores maiores que os modelos com menores espessuras de gengiva e componentes mais curtos. Não foi possível perceber muita diferença entre os materiais reembasadores quando na condição nova ou envelhecida.

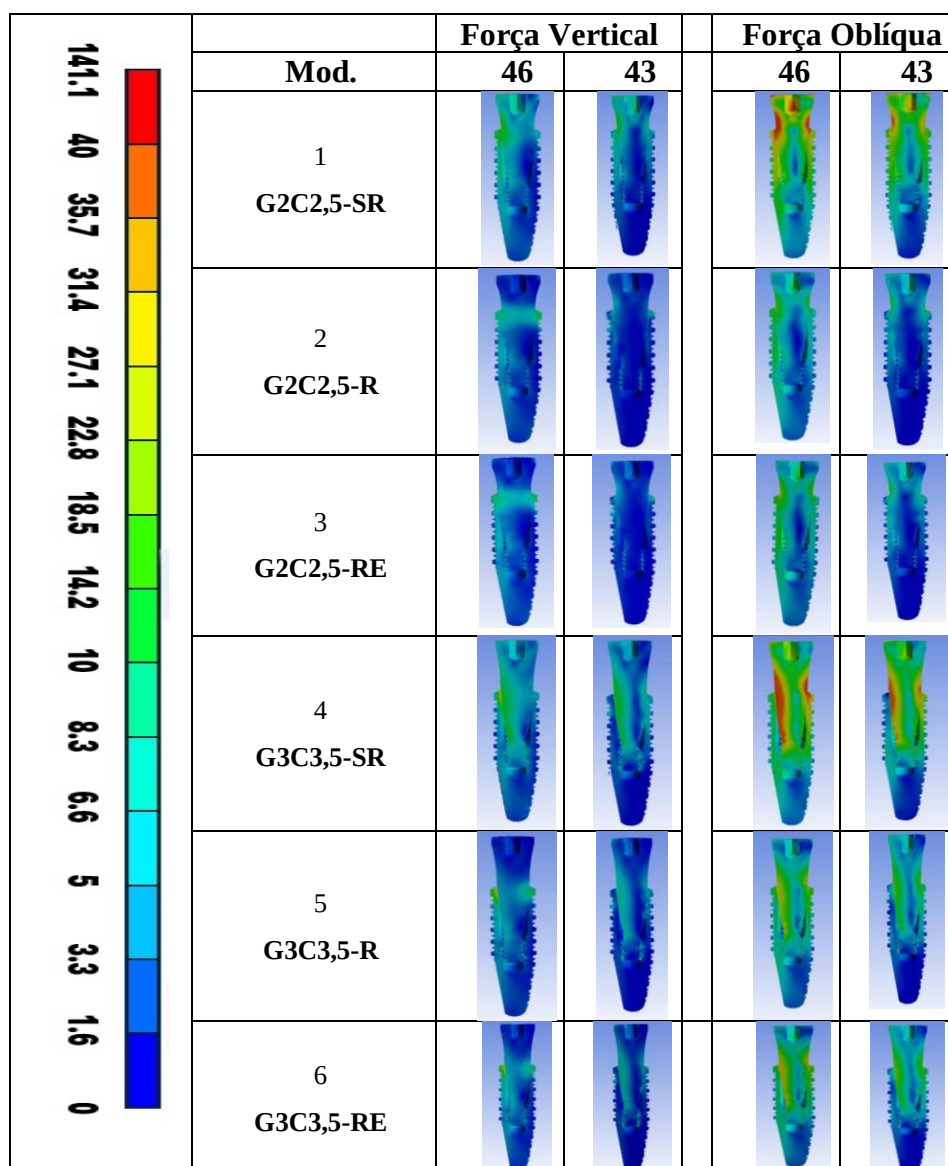


Figura 6. Mapas de Tensão de von Mises de todos os modelos, nas regiões dos implantes. Stress entre implante e cicatrizador (MPa).

5.3. Resultados dos Mapas de tensão máxima principal

5.3.1. Tecido ósseo

Para visualização, apenas cortes nas regiões dos implantes do lado da aplicação da força foram individualizados (Fig. 7). Os implantes mais distais (#46) apresentaram maiores valores de tensão de tração, enquanto que os mais anteriores (#43) apresentaram maiores valores de compressão, tanto para cargas verticais quanto oblíquas. O padrão de distribuição foi semelhante entre os cortes na região dos implantes #43 e também entre os implantes #46. A introdução do material reembasador soft, independente da carga e das espessuras de gengiva diminuiu as tensões de tração do lado lingual do implante e as tensões de compressão do lado vestibular (Mod. 1 e 4, sem material reembasador, setas amarelas).

No tecido ósseo (Fig. 7) 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, do lado da aplicação da carga (implantes #43). As concentrações foram mais intensas para forças oblíquas, sem material soft. Não foi possível notar grandes diferenças de concentração de tensões quando se compara modelos de espessuras diferentes de gengiva, com material reembasador, na condição nova ou envelhecida.

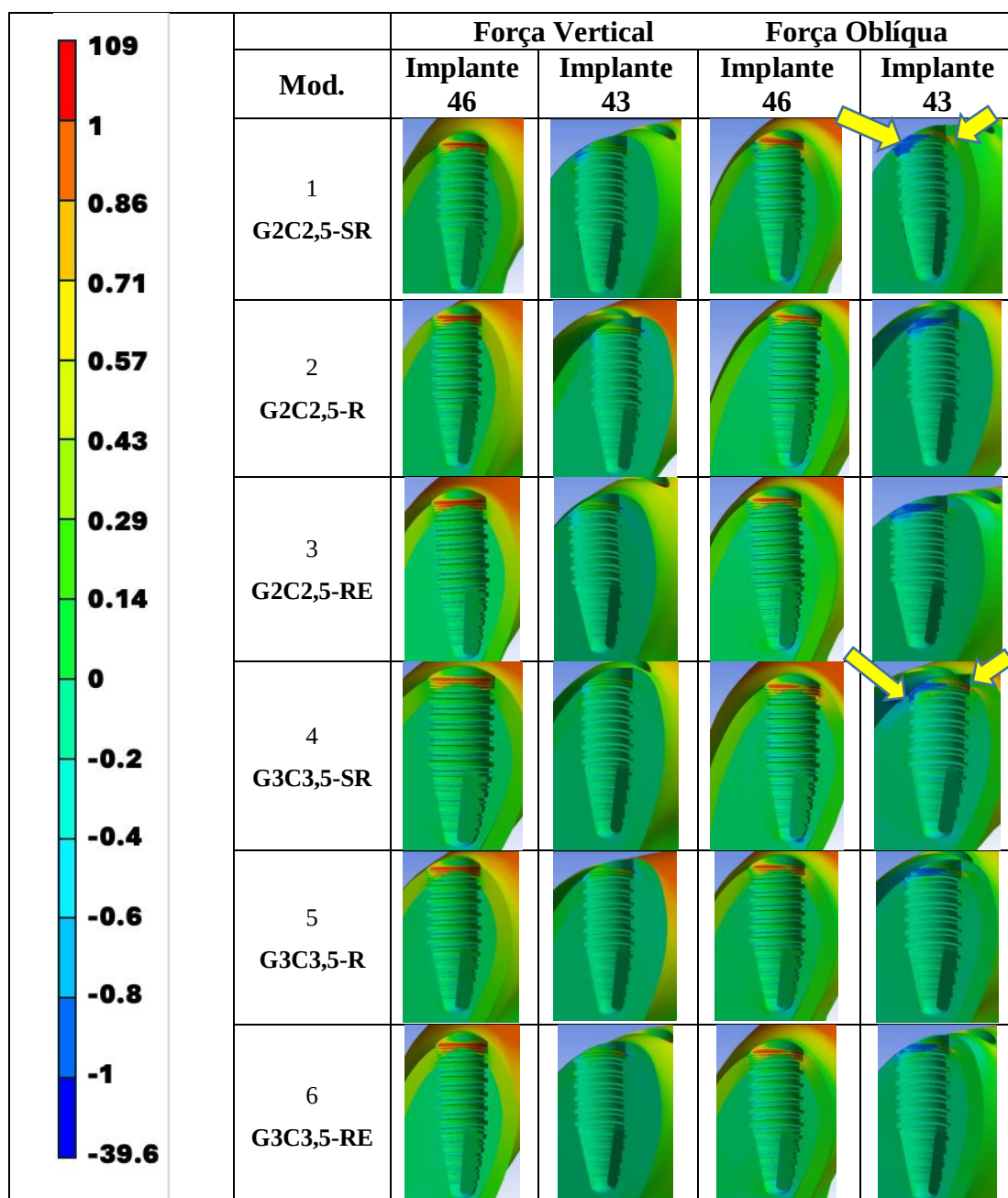


Figura 7. Mapas de Tensão Máxima Principal, no tecido ósseo de todos os modelos, nas regiões dos implantes (MPa).

5.3.2. Tecido gengival e material soft

Apenas as regiões dos implantes do lado direito foram isoladas para visualização (Figura 8). Foi possível observar padrão semelhante entre a gengiva/material soft sob força vertical, em ambas as áreas analisadas (#43 e #46). Sob aplicação oblíqua, foi possível observar que o material soft concentrou tensões de tração e compressão, em ambas as áreas dos implantes e

com diferentes alturas de gengiva, diminuindo os valores de compressão e tração da gengiva quando comparados com os modelos sem material soft.

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 x G3C3,5-SR), (G2C2,5-R x G3C3,5-R) e (G2C2,5-RE) x (G3C3,5-RE), tanto para cargas verticais quanto oblíquas.

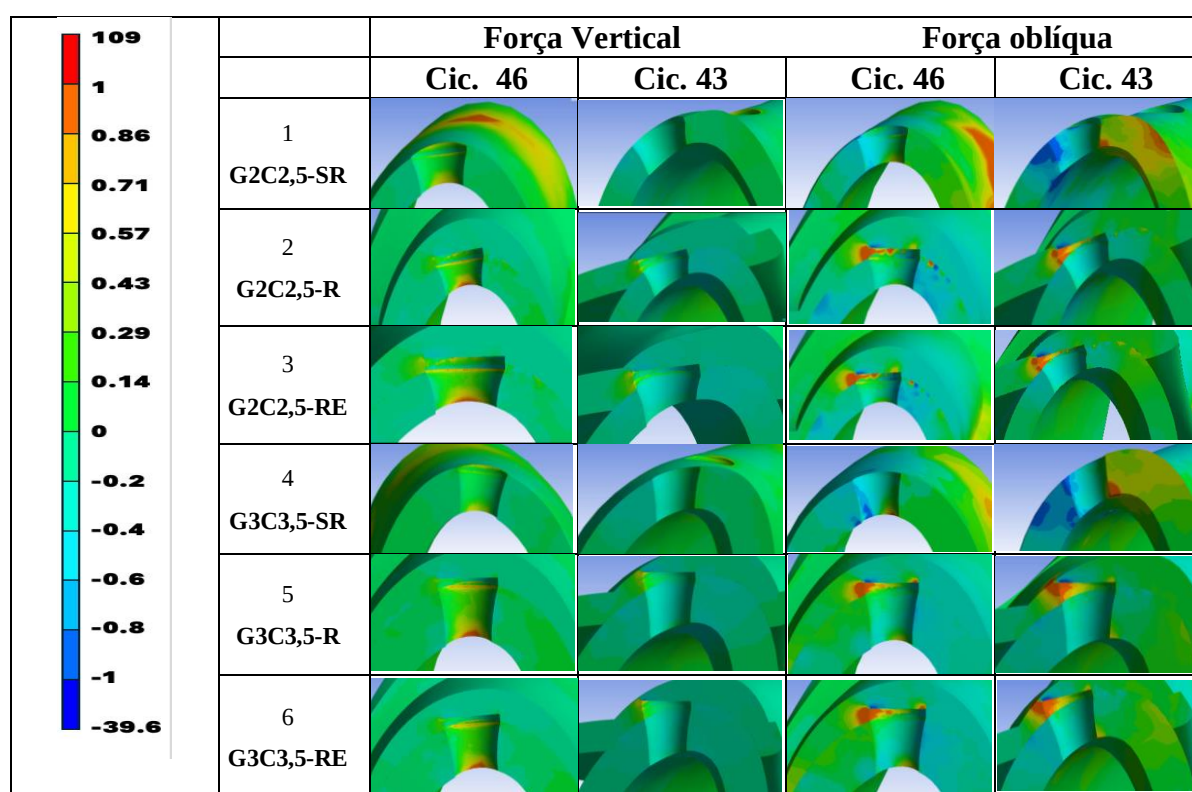


Figura 8. Mapas de Tensão Máxima Principal na gengiva e material reembasador, em MPa.

6. DISCUSSÃO

Este estudo teve o intuito de analisar os efeitos do aumento do tecido gengival e do envelhecimento do 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 e seu envelhecimento e pela diferença anatômica de gengivas de diferentes espessuras.

A hipótese de que não haveria diferença na distribuição de tensões pelo uso ou não do material soft foi rejeitada, visto que pela análise dos mapas de von Mises é nítida a diferença na concentração de tensão nos cicatrizadores, demonstrando que a utilização do material reembasador soft aliviou a concentração de tensões nos implantes/componentes. Os modelos sem material soft atingiram valores maiores de tensão quando comparados aos modelos com material soft. O mesmo pode ser notado pelos mapas de tensão máxima principal, em que a introdução do material reembasador, independente da carga e das espessuras de gengiva, diminuiu as tensões de tração do lado lingual do implante e as tensões de compressão do lado vestibular (Mod. 1 e 4). 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).

A segunda hipótese de que não haveria diferença na distribuição de tensões antes e após o envelhecimento do material reembasador foi aceita. De forma geral, o material reembasador concentrou maiores tensões ao ser empregado, diminuindo as tensões ao tecido gengival, principalmente sob aplicação oblíqua das cargas, independentemente de estar na condição envelhecida ou não. Este estudo avaliou o material soft com módulo de elasticidade cerca de 60 a 70% mais alto do que o mesmo material na condição inicial. Brozek et al. (2011)

avaliaram vários materiais reembasadores, antes e após condições de envelhecimento, como o uso de desinfetantes ao longo de 28 dias, e observaram variações no módulo de elasticidade dos materiais numa faixa de 50 a 85%. Talvez, a perda de elasticidade em cerca de 70% não tenha sido suficiente para promover grandes danos ao material neste estudo, mantendo ainda sua capacidade de funcionar como um amortecedor de tensões ao tecido gengival, e consequentemente ao tecido ósseo e implantes/componentes. Isto vem ao encontro de outro estudo de Sato et al. (2001), em que foi avaliado vários fatores relacionados com os materiais reembasadores que poderiam contribuir ou não com a distribuição de tensões, observando que a elasticidade do material reembasador deve corresponder à elasticidade da gengiva para obter o efeito de amortecimento ideal. Os valores de módulo de elasticidade (GPa) utilizados neste estudo foram de 0.34 para a gengiva, 0.007 para o material reembasador novo e de 0.012 para o material reembasador envelhecido, ou seja, valores bem menores do que o da gengiva.

Neste sentido, este estudo demonstra que o simples uso do reembasador já é uma proteção adicional para que não haja falha do implante. Foi verificado neste estudo que quando o 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 de acordo com os resultados apresentados nos mapas de von Mises neste estudo (em torno de 40 MPa, sob cargas oblíquas). 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, sob cargas excessivas (HOYER et al., 2001). Cabe ressaltar que estas análises são em relação ao titânio e ligas metálicas (materiais dúcteis), 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 do tipo 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.

Este fato é interessante, visto que não houve grandes diferenças nas distribuições de tensões ao osso quando se alterou a condição do material reembasador soft. O resultado esperado de que o envelhecimento traria malefícios ao implante não foi notado. No presente estudo, ambas as condições do material reembasador contribuíram para a diminuição de tensões na interface implante/cicatrizador e tecido gengival. Muito embora, tenha ficado evidente que no comparativo sem o material reembasador, este material foi interessante na transmissão do stress, visto que concentrou tensões nele próprio.

A terceira hipótese de que não haveria diferença na distribuição de tensões considerando-se diferentes espessuras de tecido gengival ao redor dos implantes foi rejeitada. Foi possível observar discreta diferença nos mapas de deslocamento, quando de comparou modelos com ou sem material reembasador soft (novo ou envelhecido), principalmente nos modelos com espessura maior de gengiva (M4, M5 e M6), sob cargas oblíquas. Os implantes anteriores dos modelos submetidos a forças verticais foram os que apresentaram maiores deslocamentos, próximos a 0,05 mm (50µm), na região da gengiva. Entretanto, estes valores de deslocamento observados neste estudo são inferiores aos preconizados na literatura, sugerindo que micromovimentos superiores a 100 µm durante esta fase inicial pode afetar a osseointegração dos implantes (TARNOW et al., 1997), sendo 150 µm, 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.

Pela análise dos mapas de von Mises, nos cicatrizados mais longos, houve maior concentração de tensões no próprio cicatrizador. Modelos com gengiva e componentes mais longos apresentaram valores mais altos de tensão que os modelos com menores espessuras de gengiva e componentes mais curtos. 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 40MPa 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.

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 de materiais reembasadores ou características anatômicas poderiam representar fatores de dúvida no planejamento protético ainda não foram descritas. É claro inclusive que biotipos 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.

Cabe ressaltar que a metodologia de elementos finitos oferece algumas limitações, pois são simulações computacionais e fatores como restrições de modelos, propriedades dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), valores de carga e direção de aplicação podem alterar os resultados das tensões e são limitados em comparação com avaliações clínicas (Verri et al., 2015). No entanto, essa técnica permite estudo biomecânico comparativo adequado de regiões de interfaces que seriam inviáveis clinicamente (gengiva/próteses/osso/implante/componentes) sob diferentes simulações, sugerindo a situação mais adequada sob um ponto de vista biomecânico (dos Santos et al., 2011; Santiago Junior et al., 2013). Ensaios clínicos randomizados controlados devem ser realizados para avaliar e comparar a técnica descrita (Barão et al., 2008).

7. CONCLUSÕES

Pelos resultados deste estudo foi possível verificar que:

- o uso de reembasador soft diminuiu as tensões nos implantes/cicatrizadores e tecido gengival;
- o envelhecimento do material reembasador não influenciou na diminuição das tensões aos tecidos de suporte;
- tecidos gengivais mais espessos concentram mais tensões nos implantes/cicatrizadores, pela necessidade de utilização de componentes mais longos, pois geram um comportamento biomecânico desfavorável.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. Brozek R, Koczorowski R, Rogalewicz R, Voelkel A, Czarnecka B, Nicholson JW. Effect of denture cleansers on chemical and mechanical behavior of selected soft lining materials. *Dent Mater* 2011; 27(3):281-90.
9. Brozek R, Koczorowski R, Czarnecka B. The influence of disinfectants on elasticity of acrylic-based soft lining materials. *Polish J Environ Stud* 2007;16(6C):31–8.
10. Brozek R, Rogalewicz R, Koczorowski R, Voelkel A. The influence of denture cleansers on the release of organic compounds from soft lining materials. *J Environ Monit* 2008;10:770–4.
11. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99–119.
12. 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.

13. 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.
14. 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.
15. Chong W, Davliakos JP, Fischman B, Saadoun AP, Takacs G. Immediate loading. *Implant Dent* 2002;11:315–23.
16. Cochran DL, Douglas HB. Augmentation of osseous tissue around nonsubmerged endosseous dental implants. *Int J Periodont Restorat Dent* 1993;13:506-19.
17. 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.
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.
23. 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.
24. 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.

25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1993;6:203-8.
29. 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.
30. 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.
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. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. 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.

37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. Watanabe M, Hattori Y, Satoh C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *International Congress Series* 2005;1284:21-7.