

Leandro Rahal Mestreiner

**Implantes de diâmetros reduzidos instalados
em diferentes níveis ósseos influenciam a
biomecânica de próteses unitárias na região
anterior maxilar?**

Araçatuba –SP

2019

Leandro Rahal Mestreiner

**Implantes de diâmetros reduzidos instalados
em diferentes níveis ósseos influenciam a
biomecânica de próteses unitárias na região
anterior maxilar?**

Dissertação apresentada a Faculdade
de Odontologia do Campus de
Araçatuba- Foa Unesp, para a
obtenção do título de Mestre em
Ciência Odontológica- Área de
Concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof Adjunto Fellippo Ramos Verri

Araçatuba –SP

2019

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Mestrener Leandro Rahal.

M586i Implantes de diâmetros reduzidos instalados em
diferentes

níveis ósseos influenciam a biomecânica de próteses
unitárias

na região anterior maxilar? / Leandro Rahal Mestrener. –
Araçatuba, 2019

44 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual
Paulista,

Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Implantes dentários Osso e ossos 3. Análise de ele-
mentos finitos 4. Fenômenos biomecânicos I. T.

Black D15

CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

Dados Curriculares

Dados Curriculares

LEANDRO RAHAL MESTRENER

Nascimento	15/05/1992 – Birigui / São Paulo
Filiação	Jair Wanderley Mestrener Sandra Rahal Mestrener
2010/2014	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”- UNESP
2015/2017	Especialista em Implantodontia através do Instituto de Ciencias da saúde – ICS Bauru-SP
2015/2017	Especialista em Dentistica pela APCD sede de Araçatuba -SP

Dedicatória

Dedicatória

À DEUS

Gostaria de agradecer a Deus por guiar meus passos e nunca me deixar sozinho. Sempre ao meu lado, me protegendo, me resguardando e me mantendo firme na fé não me deixando desviar dos meus objetivos. E ainda, por me amparar nos momentos mais difíceis enviando pessoas em forma de anjos que me ajudaram a seguir em frente. Gratidão pela sua graça divina, sem a qual nada seria possível.

Aos Meus Pais

Dedico esta conquista aos meus pais que sempre me apoiaram tentando não interferir nas minhas decisões, mas ao mesmo tempo loucos para me dar os melhores e mais bem intencionados conselhos. Sempre deixando eu trilhar o meu caminho, mas ao mesmo tempo sendo sempre meu porto seguro.

À **minha mãe** que me criou, com o maior carinho, e por me fazer ser o Homem que sou hoje. MUITÍSSIMO obrigado pelas broncas, pelas nossas discussões e por ser exatamente do jeito que você é: Minha Mãe amada. TE AMO.

Ao **meu Pai** sempre animado e alegre, de bem com a vida me ensinou que nas pequenas coisas que encontramos a felicidade. Sempre me ensinando ser mais amável e gentil com o próximo. O senhor me orgulha da pessoa boa de coração e espírito, obrigado por moldar meu caráter, e mostrar quão importante é o Termo Família. Te amo

Ao **meu irmão** cabeça dura que mesmo estando longe sempre me apoia e me suportar em todas as minhas decisões, uma pessoa extraordinária, que sempre me fez ir além do que eu mesmo achava que era capaz de ir. Com você meia palavra basta. Tamo junto maninho!

À **minha Noiva, Fernanda Furtado Piras**, que me incentivou a sempre continuar estudando, dando apoio nos momentos mais difíceis, ajudando nas minhas dúvidas, aulas, e sempre mostrando como posso melhorar. Obrigado por ser essa pessoa especial que Amo tanto. A pessoa que quero compartilhar todos os momentos de minha vida.

Agradecimientos

Agradecimento Especiais

Ao Meu Orientador

Agradeço ao Professor Fellippo Ramos Verri, Chefe, Mestre, Amigo, Conselheiro, que me guiou durante esses anos, lapidando e corrigindo Minhas imperfeições. Uma pessoa que sabe aproveitar o melhor de cada um, conhecendo as limitações dos seus orientados, e buscando ao máximo aprimorar o meio que está. Obrigado Chefe por ser essa pessoa especial que o Senhor é. De forma admirável, leva a vida de uma maneira tranquila, gostosa, mas ao mesmo tempo consegue ser essa pessoa fenomenal. Sua paixão pela vida acadêmica e pela busca da perfeição em qualquer simples atendimento clínico me incentivou a fazer o mestrado. Acredito que só cheguei até aqui por conta da Pessoa que é. Tenho extrema admiração pelo senhor. Muito Obrigado por tudo, Chefe!

Grupo De pesquisa,

Gostaria de Agradecer imensamente ao nosso grupo de pesquisa, meus companheiros do dia a dia, de salinha fechada, ar condicionado a -15, que fazem os dias na pós graduação serem mais amenos, tranquilos e animados.

Um agradecimento especial para meus colegas de graduação Hiskell Francine Fernandes de Oliveira e Ronaldo Silva Cruz que me incentivaram a escolher o professor Fellippo como orientador. Além disso, sempre estiveram prontos e dispostos a me ajudar em tudo que precisei nessa caminhada, desde escrevendo artigos, as normativas da faculdade, complicações com pacientes e muito mais.

Não posso deixar de lembrar do Cleidiel Aperecido Araujo Lemos e Victor Eduardo De Souza Batista pela amizade e carinho nessa caminhada, nas minhas primeiras apresentações de trabalhos de Elemento Finito, nas quais com a paciência e conhecimento, sempre me ajudaram em todas as minhas dúvidas.

Agradecer a nova ingressante Fernanda, que desde a graduação, sempre mostrou interesse em estar conosco no mestrado, disposta a ajudar e sedenta de conhecimento .

Epígrafe

“O cientista não estuda a natureza porque ela é útil; ele a estuda porque se deleita nela, e se deleita nela porque ela é bela. Se a natureza não fosse bela, não valeria a pena ser conhecida, e se não valesse a pena ser conhecida, a vida não valeria a pena ser vivida.”

Henri Poincaré

RESUMO

Resumo

Mestrener LR. Implantes de diâmetros reduzidos instalados em diferentes níveis ósseos influenciam a biomecânica de próteses unitárias na região anterior maxilar? [Dissertação]. Araçatuba Faculdade De Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2019

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensão e deslocamento em implantes de diâmetro reduzido em reabilitações unitárias em região maxilar anterior, variando o posicionamento do implante (ao nível ósseo e 1,5 mm infra-ósseo), através do método de elementos finitos tridimensionais (MEF-3D). Quatro modelos 3D representando uma hemiseção do lado direito da região anterior da maxila foram simulados com a presença de coroa cimentada sobre implante (cone morse) de 10mm de comprimento, variando-se o diâmetro do implante (2,9 mm e 3,5 mm) e a instalação dos implantes no tecido ósseo em rebordo alveolar de 4,5 mm de espessura. O modelo ósseo tridimensional foi construído por recomposição tomográfica com uso dos softwares Invesalius e Rhinoceros 3D. O implante e os componentes foram modelados a partir de modificações do formato original no programa SolidWorks e finalizados no Rhinoceros, bem como o desenho da coroa simulada. A discretização dos modelos foi feita no software ANSYS 19.2, incluindo caracterização dos materiais, contatos, elaboração das malhas, condições de carregamento (178N em direção de 0, 30 e 60 graus em relação ao longo eixo do implante) e de contorno (com restrição em direção x, y, z nas seções laterais dos modelos). Os resultados mostraram comportamento biomecânico similar, com diminuição dos níveis de deslocamento e estresse para implantes de 3,5 mm e implantes infra-ósseos, muito embora os valores obtidos estiveram dentro de valores fisiológicos. Foi possível concluir que implantes de 2,9mm não foram mais favoráveis biomecanicamente que implantes de 3,5mm nas análises de deslocamento e tensão e que implantes instalados infra-ósseos favoreceram a diminuição de stress no tecido ósseo ao redor dos implantes.

Descritores: Implantes dentários; Análise de Elementos Finitos; Diâmetro Reduzido, Fenômenos Biomecânicos.

Abstract

Mestrener LR. Do narrow diameter implants installed at different bone levels influence the biomechanics of unitary prostheses in the anterior maxillary region? [Dissertation]. Araçatuba; UNESP- São Paulo State University; 2019

ABSTRACT

The Aim of this study was to evaluate the distribution of stress on implants of narrow diameter, in single unit cemented crowns in the anterior maxillary region, varying the position of the implant (at the bone level and 1.5 mm infra-osseous), through the 3D finite element analysis (3D-FEA). Four 3D models representing a right hemisection of the anterior maxillary region were simulated with the presence of a cemented crown over a 10mm long implant (morse cone), with the implant diameter varying among 2.9 mm and 3.5 mm in an simulated alveolar ridge of 4,5mm thickness. The bone of 3D models was simulated by tomographic recomposition using the software Invesalius and Rhinoceros 3D. The implant and components were modeled from modifications of the original design in the SolidWorks software and modeled in the Rhinoceros, as well as the design of the simulated crown. The discretization of the models was done in the ANSYS 19,2 software, including characterization of materials, contacts, meshes, loading conditions (178N towards 0, 30 and 60 degrees in relation to the implant long axis) and boundary conditions in the x, y, z direction in the lateral sections of the models). The results of dislodgment and von Mises showed similar maps distribution, decreasing dislodgment and stress in implants of 3,5mm diameter and in infra-osseous position, besides these results were inside physiologic values. It was possible to conclude that 2.9mm implants were no more biomechanically favorable than 3.5mm implants in the displacement and tension analyzes and that infrared implants favored the reduction of stress in the bone tissue around the implants.

Keywords: Dental implants; Bone Tissue; Biomechanical Phenomena; Finite Element Analysis; Narrow diameter.

LISTA E SUMÁRIO

Lista de Figuras

Lista de Figuras

Figura 1- Visão esquemática de modelo simulado para este estudo

Figura 2- Secção do osso simulado na região do incisivo central.

Figura 3- Esquema das situações clínicas simuladas no estudo, com as variações nos diâmetros dos implantes (2,9mm e 3,5mm) e na técnica de instalação (ao nível e 1,5mm sub-crestal).

Figura 4- Esquema de malha gerada para o estudo.

Figura 5- Esquema de restrição e aplicação de forças do estudo.

Figura 6- Mapas gerais de deslocamento para os modelos simulados.

Figura 7- Mapas de deslocamento em zoom para os modelos simulados

Figura 8- Mapas gerais de Von Mises para os modelos simulados

Figura 9- Mapas em zoom de Von Mises para os modelos simulados

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1- Descrição dos modelos confeccionados pra este estudo

Tabela 2- Número de nós e elementos dos modelos simulados

Tabela 3- Propriedades mecânicas dos materiais simulados

Tabela 4- Valores Máximos de Deslocamento.(mm)

Tabela 5- Valores máximos de Von Mises (Mpa)

Sumário

Sumário

Introdução

Objetivo

Material e Método

Resultados

Discussão

Conclusão

Referências

INTRODUÇÃO

Introdução

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários tornaram-se uma opção com alta previsibilidade clínica para reabilitações protéticas, inclusive na região anterior da maxila (Anitua et al., 2016; Ioannidis et al., 2015; Tolentino et al., 2015; King et al., 2016). Dentre os critérios citados para que ocorra o sucesso do tratamento está a fixação inicial adequada, conhecida como estabilidade primária, que inclusive é considerada como um dos principais pré-requisitos para que haja uma boa osseointegração, já que evitaria a excessiva micromovimentação do implante. (Szmukler-Moncler et al. 1998)

A estabilidade primária é facilmente conseguida em áreas com uma presença de osso mais abundante. Porém, clinicamente, na região anterior maxilar, principalmente na área de interesse desse estudo (incisivos laterais), verifica-se uma disponibilidade óssea mesio-distal eventualmente menor que 6 mm, e vestibulo-lingual inferior a 5 mm (Anitua et al., 2016; Jung et al., 2012; Tarnow et al., 2000). Assim, muitas vezes a opção para reabilitação de pacientes nessas situações acaba sendo a instalação de implantes de diâmetro reduzido (< 3,5mm) (Al-johany et al. 2017; Ioannidis et al., 2015; King et al., 2016), visto que implantes de diâmetro convencionais tendem à fenestração. (Mangano et al., 2014)

Diversos estudos que analisaram o diâmetro dos implantes sugerem que quanto menor o diâmetro maior a transferência de carga oclusal para o tecido ósseo, principalmente sob cargas oblíquas (Pellizzer et al., 2012; Santiago Junior et al., 2013; Chang et al., 2012; Qian et al., 2009; Himmlová et al., 2004). Entretanto, tais estudos consideraram a influência do diâmetro em região posterior e para implantes de diâmetro regular (3,75 mm) x largo diâmetro (5,00 mm).

Além disso, a espessura da tabua óssea pode ser considerada outra característica que pode influenciar na distribuição de tensões (Alikhasi M et al., 2014). Baseado nisso, clinicamente, o volume da tabua óssea vestibular/lingual e mesio-distal para a instalação do implante poderia indicar a variação mínima da espessura do diâmetro. Infelizmente, estudos clínicos randomizados considerando este fator na região anterior maxilar ainda são poucos, embora relatem resultados promissores em

Introdução

relação a manutenção de tecido ósseo ao redor do implante e com poucas perdas de implantes (King et al., 2016). Diante disso, ainda não existe um consenso da influência biomecânica de implantes de diâmetro reduzido ≤ 3.5 mm (Javed et al. 2015) na região anterior de maxila.

Além disso, diferentes tipos de implantes podem ser utilizados, como hexágono externo, hexágono interno, cone morse (CM), dentre outros. A literatura tem mostrado um comportamento biomecânico mais favorável para a distribuição de tensões para conexões internas quando comparadas a conexões de hexágono externo (Santiago JFJ., 2016; Torcato et al., 2015; de Faria Almeida et al., 2014). Diante disso, a utilização de implantes de conexão interna cônica, como os implantes CM, tem aumentado com grande frequência para reabilitação em área estética (Bidra et al., 2013; Mangano et al., 2012).

Os implantes CM podem ser instalados ao nível ósseo ou infra-ósseo. A indicação de instalação a nível infra ósseo tem sido feita com o intuito de se aumentar os valores de preservação do tecido ósseo (Fetner et al., 2015; Castro et al., 2014). Entretanto, existem situações clínicas em que devido a disponibilidade óssea e proximidade com estruturas anatômicas, como a fossa nasal por exemplo, podem limitar o uso da técnica, sendo necessário a instalação de implantes a nível do tecido ósseo. Ainda são escassos estudos biomecânicos comparando a influência do nível ósseo e diâmetro em relação a distribuição das tensões nos implantes/componentes e tecido ósseo. Assim, essa avaliação se faz necessária principalmente na região anterior.

Existem metodologias diversas para estudos biomecânicos. Atualmente, a metodologia de elementos finitos tem fornecido dados biomecânicos comparativos de possível extrapolação de resultados à clínica diária, com o intuito de melhorar o entendimento biomecânico dos diversos materiais e técnicas utilizados em odontologia (Van Staden et al., 2006), principalmente na área de implante/prótese dentária.

Objetivo

Objetivo

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi avaliar, pelo método dos elementos finitos 3D, a distribuição de tensões geradas pelas próteses sobre implantes do tipo unitárias cimentadas, em região anterior maxilar, variando-se o diâmetro dos implantes (2,9 mm e 3,5 mm) e a profundidade de instalação dos implantes no tecido ósseo (ao nível ósseo e 1,5 mm infra-ósseo).

As hipóteses nulas foram: Não existem diferenças na tendência de deslocamento e distribuição de tensão variando-se o diâmetro do implante na região anterior maxilar; e a técnica de profundidade de instalação ao nível ósseo e infra-ósseo em 1,5mm.

Material e Método

MATERIAL E MÉTODO

METODOLOGIA DOS ELEMENTOS FINITOS 3D

Para a execução deste estudo foram utilizados uma estação de trabalho de alta performance (32Gb), softwares InVesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, USA), Solidworks 2015 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e ANSYS 19.2 (Southpointe, PA, USA).

DESCRIÇÃO DOS MODELOS

Foram confeccionados 4 modelos 3D, sob carregamento em 3 direções (0, 30 e 60 graus em relação ao longo eixo do implante), simulando osso tipo III, conforme ilustrado na tabela 1, totalizando 12 análises de elementos finitos, e seguindo metodologia de estudos anteriores. (Ramos Verri et al., 2015; Verri et al., 2015; Verri et al., 2014).

Tabela 1 – Descrição dos modelos confeccionados para este estudo

Modelo	Carregamento	Implante	Nível ósseo	Munhões
1	0°	Ø2,9X10mm	A nível ósseo	3,3x4x2,5 mm
	30°			
	60°			
2	0°	Ø2,9X10mm	1,5 mm infra-ósseo	3,3x4x4,0 mm
	30°			
	60°			
3	0°	Ø3,5x10mm	A nível ósseo	3,3x4x2,5 mm
	30°			
	60°			
4	0	Ø3,5x10mm	1,5 mm infra-ósseo	3,3x4x4,0 mm
	30°			
	60°			

Material e Método

Todos os modelos receberam dois dentes naturais, incisivo central e canino, com simulação dos seus ligamentos interligados ao tecido cortical da lâmina dura. O implante de cada modelo foi localizado na posição do incisivo lateral, de diâmetro 2,9 ou 3,5 mm, ambos de 10mm de comprimento. A situação testada foi de uma coroa em zircônia monolítica do incisivo lateral cimentada sobre munhão universal compatível com o implante. Além disso, duas situações clínicas referentes ao nível ósseo foram simuladas sendo: ao nível e 1,5mm infra-ósseo. (Figura 1)

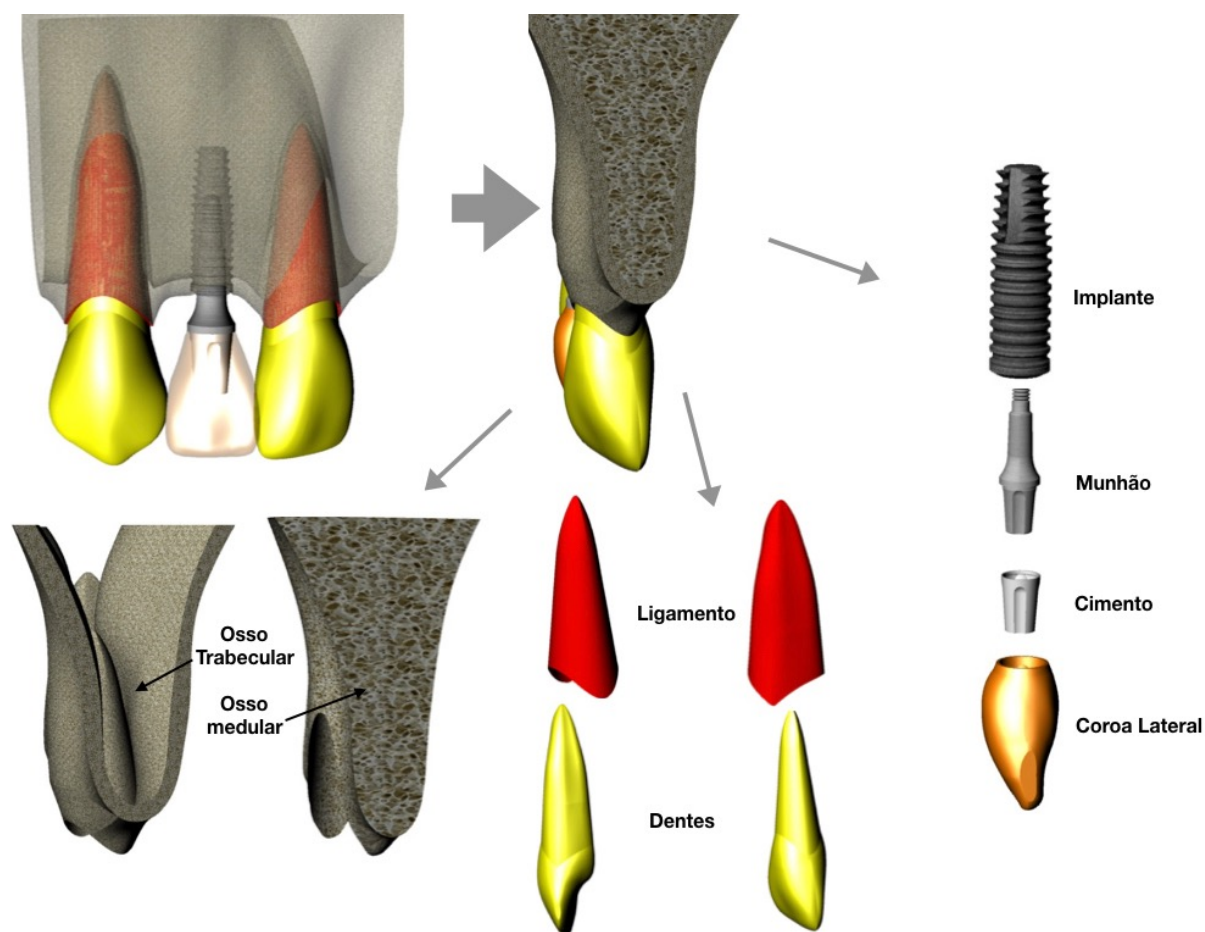


Figura 1 – Visão esquemática de modelo simulado para este estudo

Material e Método

OBTENÇÃO DO BLOCO ÓSSEO

A metodologia para modelagem foi baseada em estudos prévios (Ramos Verri et al., 2015; Verri et al., 2015; Verri et al., 2014). Cada modelo foi composto por um bloco de osso da região maxilar superior direita, da área correspondente do canino ao incisivo central.

A geometria do tecido ósseo foi obtida a partir da recomposição tomográfica da região anterior maxilar, com auxílio do programa InVesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brazil). Após a recomposição o bloco ósseo foi importado no programa Rhinoceros 3D que permite simplificações de superfícies complexas, otimizando o cálculo computacional, incluindo a divisão da camada de cortical óssea de aproximadamente 1mm ao redor do osso trabecular, simulando osso tipo III. Na região do dente incisivo lateral a modelagem da tábua óssea foi diferenciada para simular a situação clínica testada de estreitamento de tábua óssea.

O bloco ósseo para ambos os diâmetros de implantes foi simulado em 4,5 mm de espessura de tábua óssea para simular situação clínica comumente encontrada nesta região (Figura 2). Neste sentido, os implantes de 2,9mm e de 3,5mm foram sempre posicionados no mesmo volume ósseo disponível, como será explicado posteriormente.

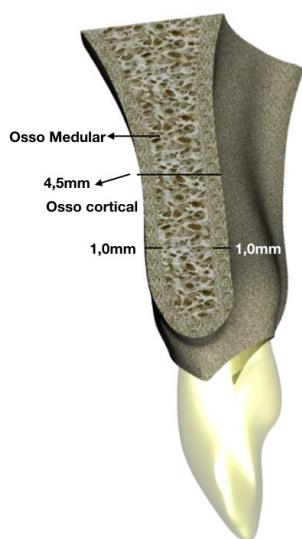


Figura 2 – Secção do osso simulado na região do incisivo central.

Material e Método

Em relação à sua altura, considerando que todos os implantes serão posicionados a nível e 1,5 mm abaixo da crista óssea, a quantidade de osso em altura nos modelos foi suficiente para que técnica convencional de travamento (não bicortical) fosse garantida. A Figura 3 ilustra todas as situações clínicas testadas.

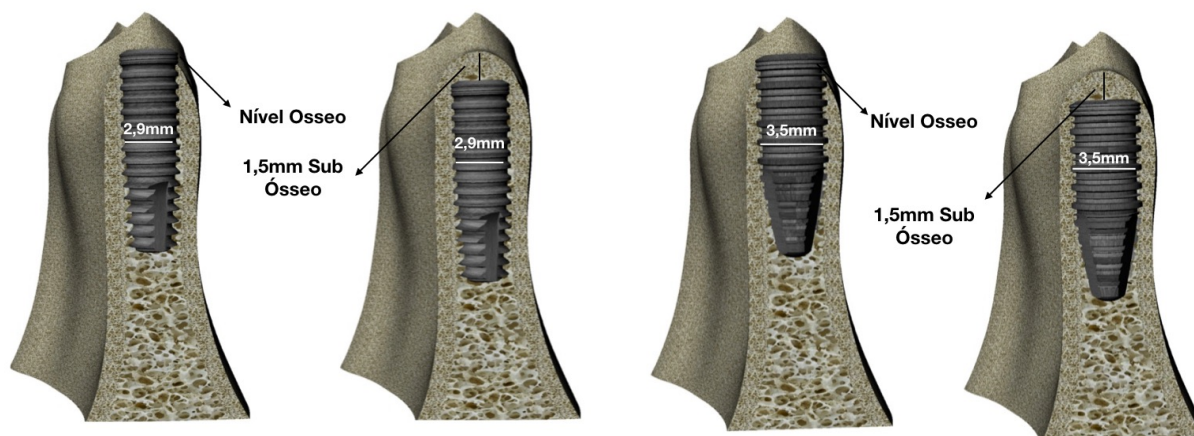


Figura 3 – Esquema das situações clínicas simuladas no estudo, com as variações nos diâmetros dos implantes (2,9mm e 3,5mm) e na técnica de instalação (ao nível e 1,5mm sub-crestal).

MODELAGEM DOS IMPLANTES E COMPONENTES PROTÉTICOS

Todos os implantes e componentes foram do tipo CM Unitite STANDARD (implantes de 3.5 mm de diâmetro) e SLIM (implantes de 2.9 mm de diâmetro) (SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo/SP, Brasil). As geometrias dos implantes e de seus componentes (pilar sólido para cimentação) foram obtidas por simplificação do desenho do implante cone morse, do pilar e do cilindro de cimentação em formato do programa SolidWorks que posteriormente foram simplificados no programa Rhinoceros 3D sem prejuízo na geometria para o cálculo das análises. O formato de transição entre os programas foi o STEP(Standard For The Exchange of Product Data). Os desenhos de componentes, munhão universal, tomou por base os componentes de 3,25x4,0x2,5 mm (refs. AISIT 334025 – implantes de 3,5mm e AISITS 334025 – implantes de 2,9mm). A base de cimentação tomou por base o cilindro provisório do

Material e Método

sistema (ref. CPSIT 3340). O posicionamento tridimensional da coroa protética sempre se manteve fixa e, portanto, o munhão foi “alongado” em sua região de transmucoso em 1,5mm para compensar a instalação infra-óssea, sem variar o posicionamento da coroa.

MODELAGEM DOS DENTES E COROA PROTÉTICA

A modelagem dos dentes simulados foi realizada diretamente no software Rhinoceros 3D por técnica de desenho sob figuras de dentes extraídos, checadas as proporções em paquímetro digital.

A coroa cerâmica foi confeccionada semelhante à de trabalho anterior (Verri et al., 2015), simulada em zircônica, cimentada sobre pilar sólido de dimensões de área cimentável de 3,25x4,0mm. Adequações na coroa foram realizadas a partir de modelagem para que os pilares se encaixassem perfeitamente em seu interior. A coroa possui uma face interna do cilindro de cimentação (espelhando aos pilares) restando ao mínimo espessura média de 1 mm nas faces vestibular, lingual, mesial e distal e 2 mm na região incisal. A linha de cimentação foi simulada em 200 µm de espessura (Ha SR et al., 2015).

DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

A análise de elementos finitos, após modelagem, 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 19.2 (Southpointe, PA, USA).

Assim, o primeiro passo foi a exportação dos modelos confeccionados para realização da discretização modelo por modelo, em formato de arquivo .STEP. As malhas foram confeccionadas utilizando-se elementos sólidos parabólicos por técnica de malhas CFD. A tabela 2 ilustra o número de nós e elementos de cada modelo simulado e a Figura 4 ilustra um modelo com malhas geradas.

Material e Método

Tabela 2 – Número de nós e elementos dos modelos simulados

Modelo	Nós	Elementos
M1	993977	5122467
M2	1007685	5190008
M3	816027	4186834
M4	856921	4406171

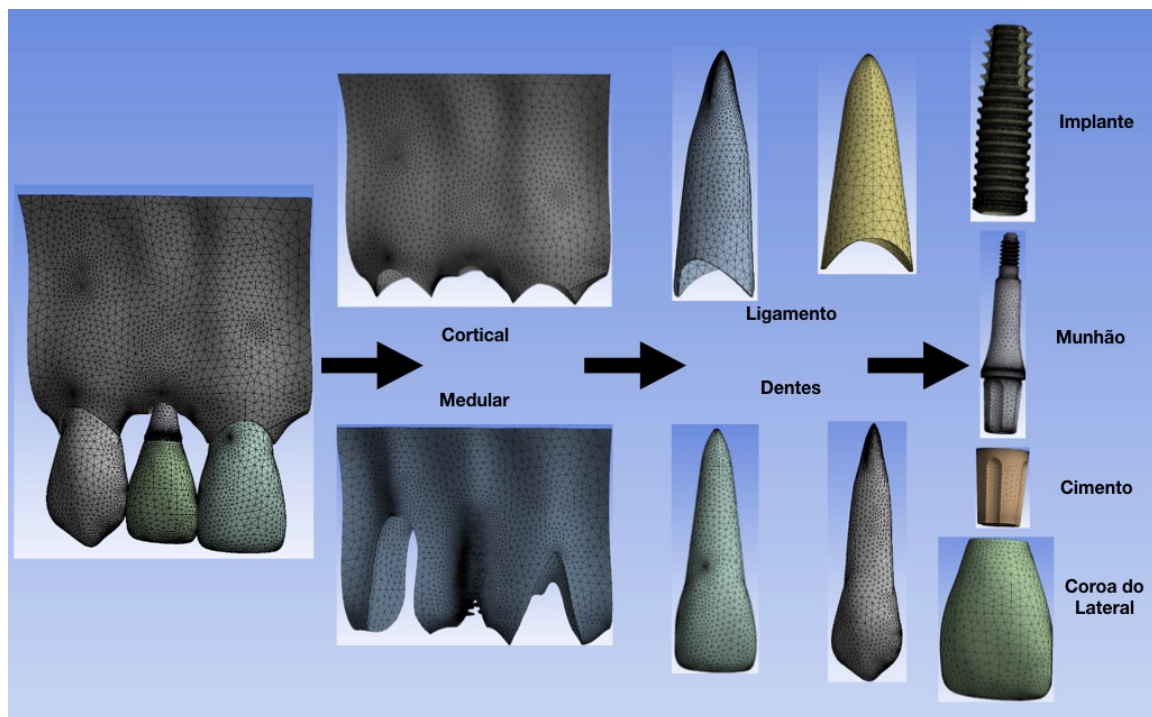


Figura 4 – Esquema de malha gerada para o estudo.

As propriedades mecânicas de todos os materiais simulados foram atribuídas a partir de dados da literatura (Tabela 3), sendo todos os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Material e Método

Tabela 3: Propriedades mecânicas dos materiais simulados.

Material	Módulo de elasticidade (E-Gpa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Osso cortical	13.7	0.3	Verri et al., 2015
Osso trabecular	1.37	0.3	Verri et al., 2015
Titânio	110	0.35	Verri et al., 2015
Coroa de Zircônia (e Max Zir CAD)	210	0.26	Verri et al., 2015
Cimento resinoso	8	0.33	Ha 2015
Dente	17	0,3	McCormack SW et all.,2017
Ligamento Periodontal	0,049	0,45	McCormack SW et all.,2017

APLICAÇÃO DE FORÇAS E RESTRIÇÃO DO MODELO

Os contatos de interface (dente/ligamento, ligamento/osso cortical, cerâmica/cimento, cimento/munhão universal, munhão universal/implante, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular) foram assumidos como colados. Apenas os contatos entre as coroas (pontos de contato interproximais) foram assumidos como justapostos. As restrições foram assumidas como fixadas nas direções x, y, e z e aplicadas nas secções transversais do bloco ósseo da região superior, referente às áreas distal ao canino e mesial ao incisivo central, para cada modelo proposto. (Figura 5) As cargas simuladas serão semelhantes a estudo anterior (Verri et al., 2015), com intensidade de 178N e aplicadas à 0°, 30° e 60° em relação ao longo eixo do implante, aplicadas em região palatina aproximadamente 2 mm abaixo do bordo incisal, na região correspondente ao ponto de contato com o dente antagonista, do tipo pontual. (Figura 5)

Material e Método

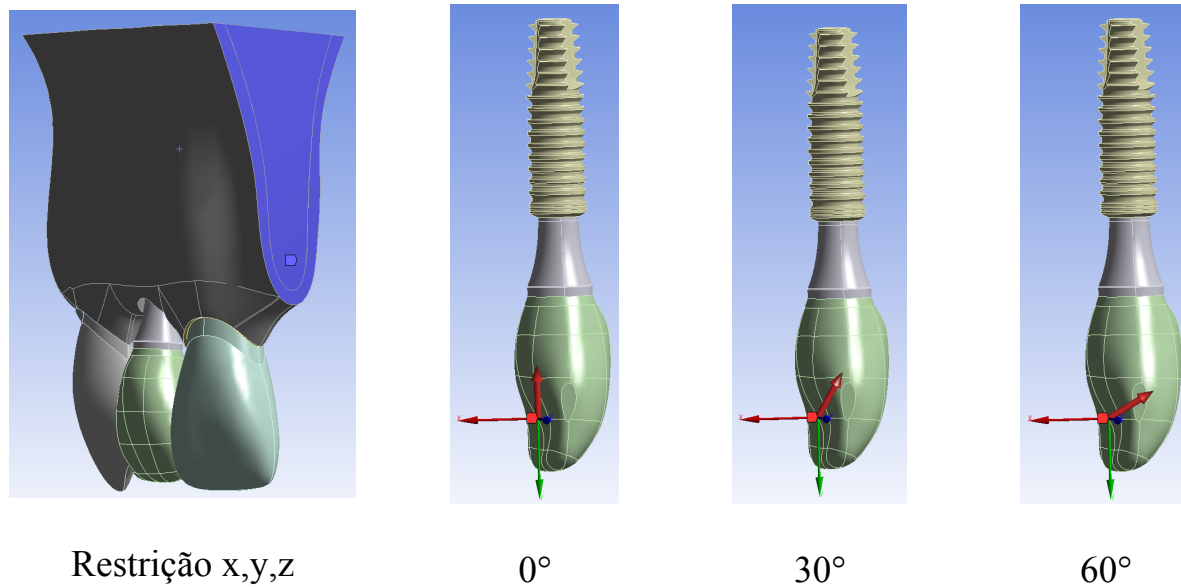


Figura 5 – Esquema de restrição e aplicação de forças do estudo.

Resultados

RESULTADOS

ANÁLISE DOS MAPAS DE DESLOCAMENTO

Os valores máximos de deslocamento de todos os modelos variaram de 0,05mm (M3, 0 graus) a 0,7mm (M2, 60 graus). (Tabela 4). Foram gerados mapas gerais de cada situação testada (Figura 6) e zoom aproximado das estruturas a serem analisadas (Figura 7) para ilustração dos resultados. Os mapas gerais mostraram resultados similares entre as situações testadas. (Figura 6) A área com maior tendência de movimentação foi a coroa, principalmente próximo à aplicação de força. Nos implantes, os valores variaram próximo a 0,08-0,01mm para todos os modelos (aplicação 0 graus), se concentrando próximo à área cervical palatina, sendo menos intensa para o M4. Para as aplicações de 30 e 60 graus variou entre 0,1-0,5mm, sendo possível verificar leve diferenças entre os modelos. (Figura 6 e 7). Os valores encontrados para implantes de maior diâmetro apresentaram menores valores máximos de deslocamento.

Tabela 4 – valores máximos de deslocamento (mm)

MODELO	CARREGAMENTO		
	0°	30°	60°
2,9 AO NÍVEL (M1)	0,084139	0,31568	0,6251
2,9 SUB (M2)	0,098409	0,35137	0,7048
3,5 AO NÍVEL (M3)	0,054963	0,1874	0,37048
3,5 SUB (M4)	0,064366	0,22792	0,45159

Resultados

ANÁLISE DOS MAPAS DE VON MISES

Os valores máximos de Von Mises de todos os modelos variaram de 225 MPa (M3 e M4, 0 graus) a 1817 Mpa (M1, 60 graus). (Tabela 5). Semelhante aos mapas de deslocamento, foram gerados mapas gerais de cada situação testada (Figura 8) e zoom aproximado (Figura 9) para ilustração dos resultados. Os mapas gerais mostraram resultados similares com leve diferença entre as situações testadas (Figura 8), apenas com aumento das áreas de maior tensão à medida que se aumentou o ângulo de aplicação da força. A estrutura com maior concentração de tensões foi o munhão protético, sendo os do diâmetro de implante 3,5 menos solicitados que os de diâmetro reduzido. Os valores variaram nos munhões numa escala próxima a 200 MPa (0 graus) e entre 200-800 MPa para as demais direções de aplicação, atingindo acima de 800 nos modelos M1 e M2 sob aplicação de 60°. (Figura 8)

A visualização dos mapas em zoom (Figura 9) possibilitou verificar que a região cervical palatina dos implantes colocados a nível infra-ósseo apresentou uma diminuição dos níveis de tensão comparando-se entre as mesmas direções de aplicação, independente do diâmetro do implante.

Tabela 5 – valores máximos de von Mises (Mpa)

MODELO	CARREGAMENTO		
	0°	30°	60°
2,9 AO NÍVEL (M1)	290,51	914,21	1817,2
2,9 SUB (M2)	293,53	814,63	1573,8
3,5 AO NÍVEL (M3)	225,81	752,89	752,89
3,5 SUB (M4)	225,79	559,53	1043,8

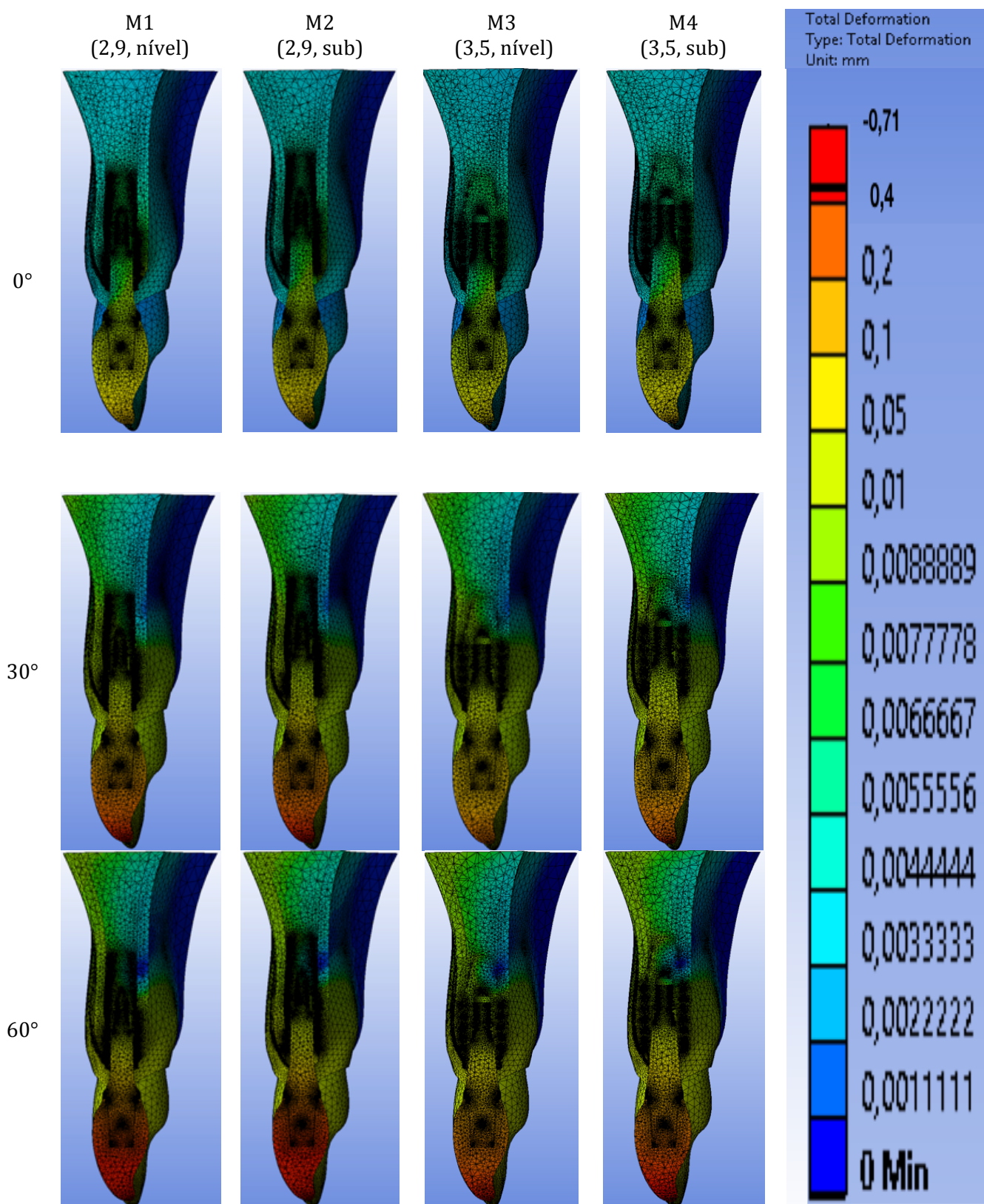


Figura 6 – mapas gerais de deslocamento para os modelos simulados.

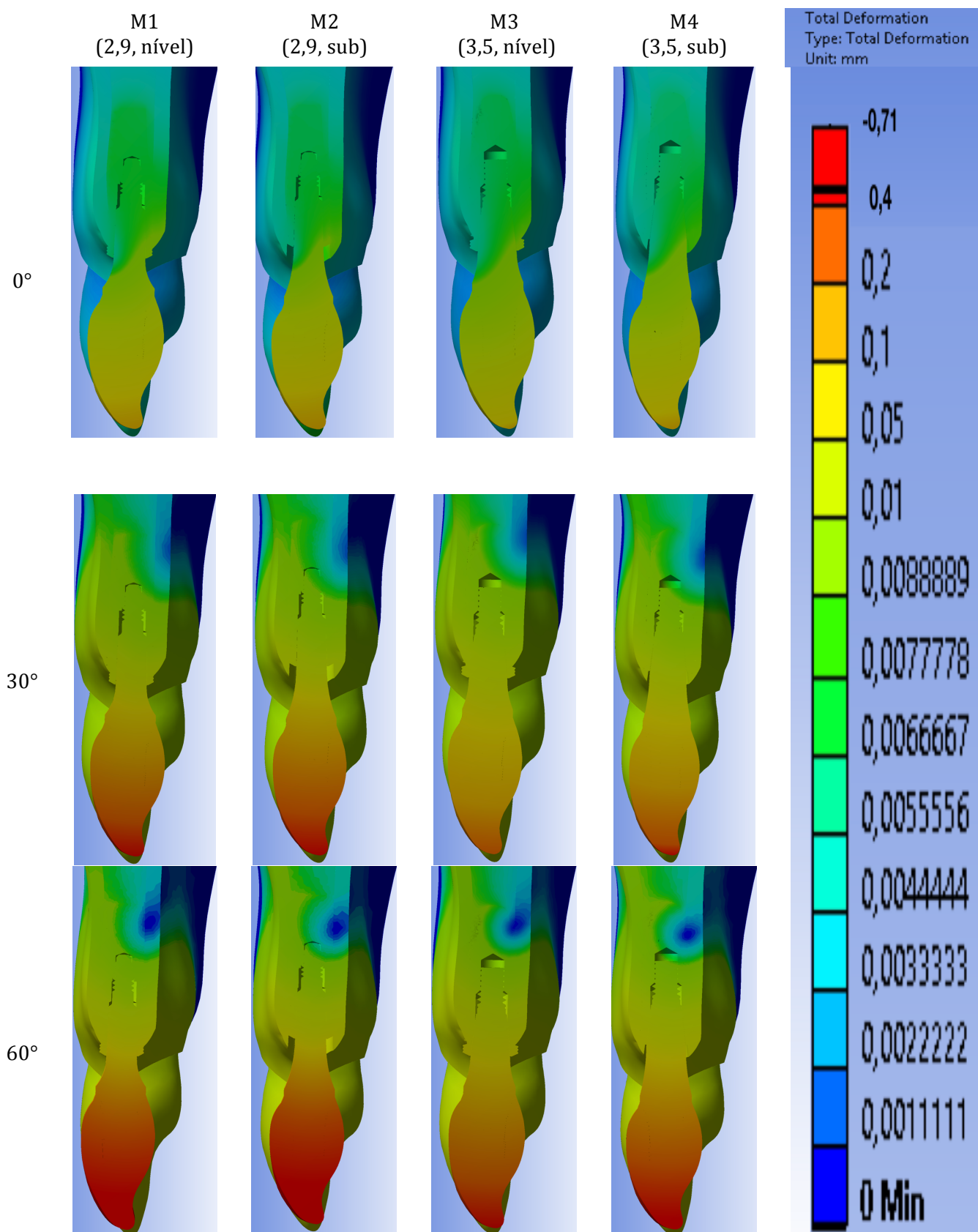


Figura 7 – mapas de deslocamento em zoom para os modelos simulados.

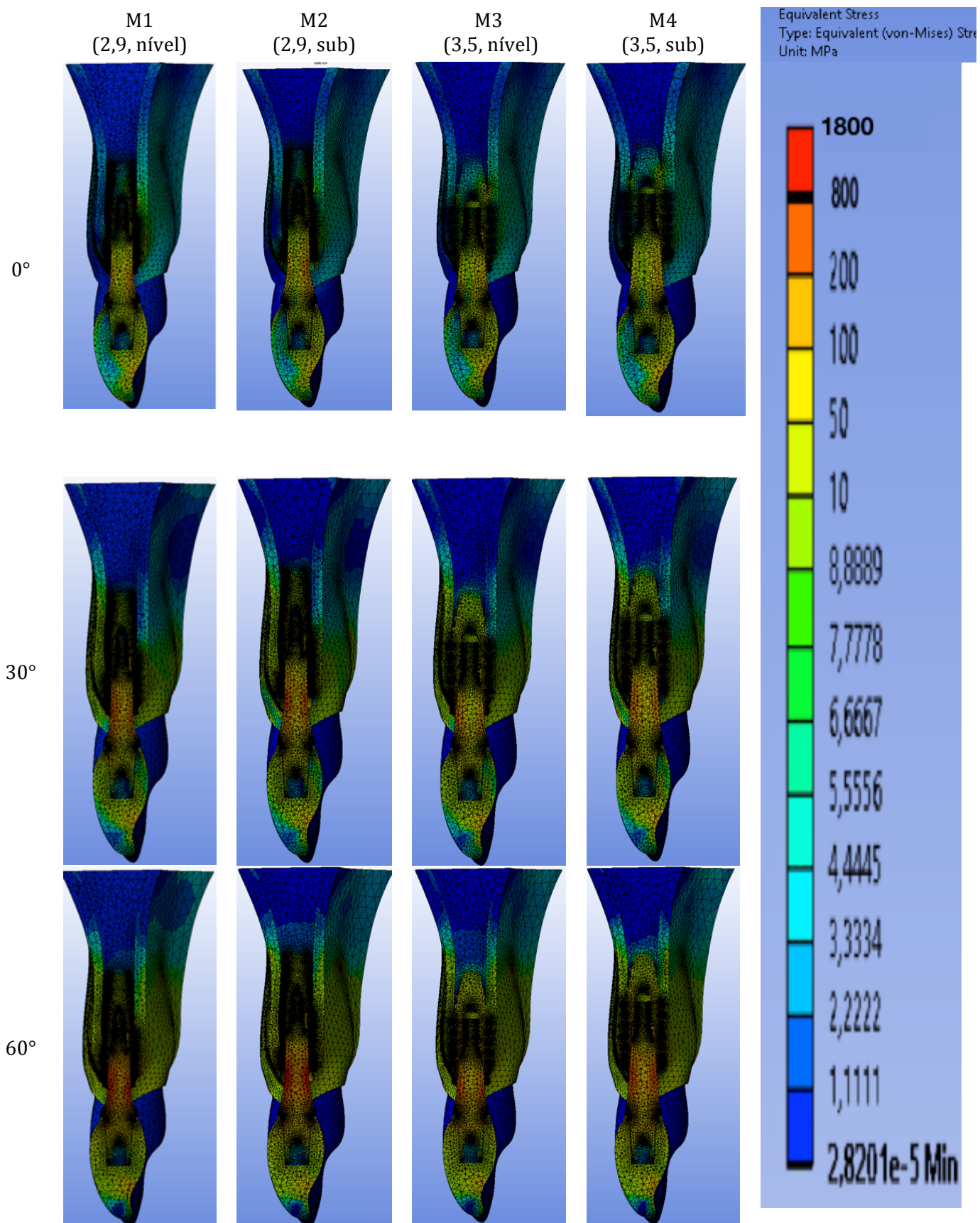


Figura 8 – mapas gerais de Von Mises para os modelos simulados.

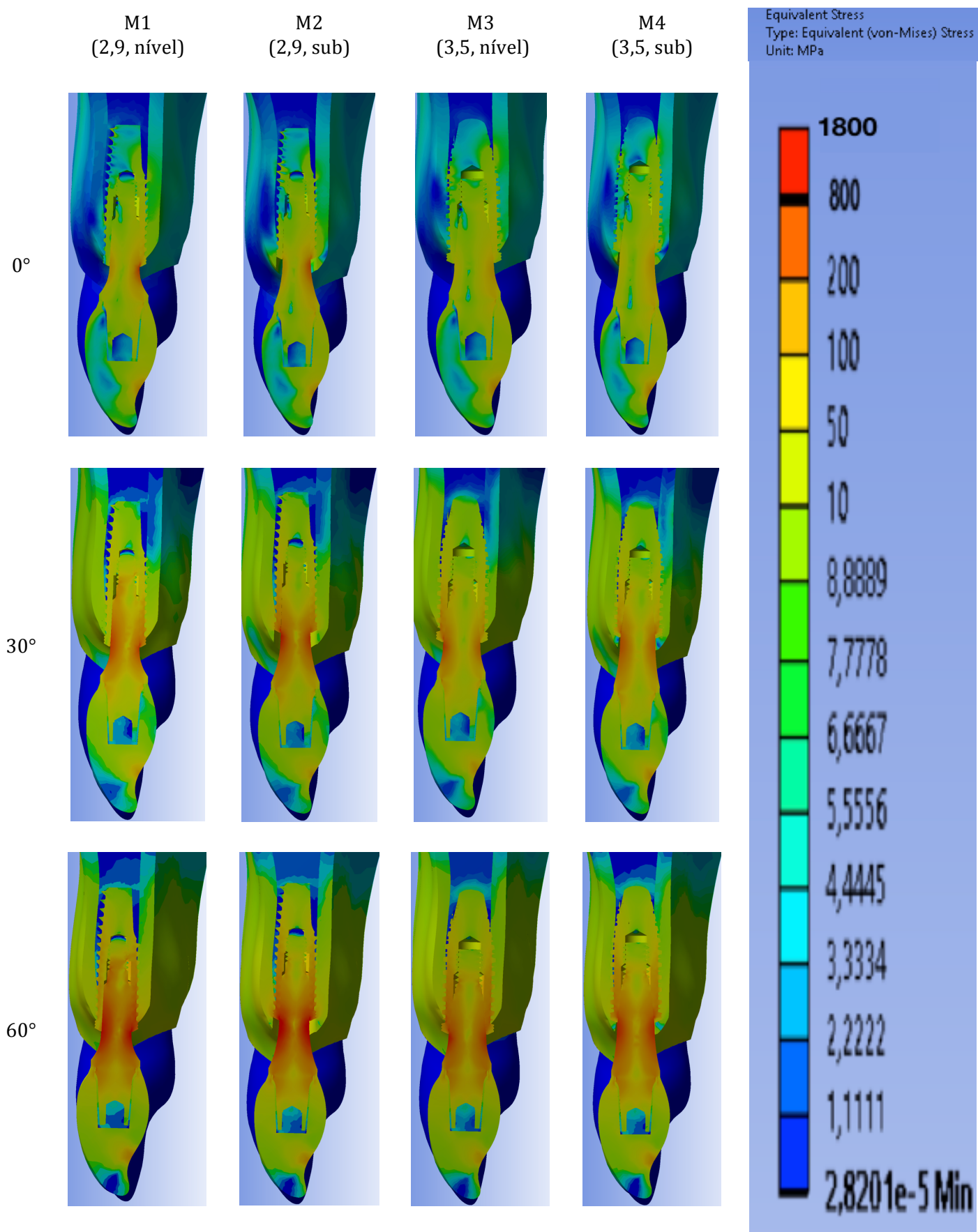


Figura 9 – mapas de Von Mises em zoom para os modelos simulados.

Discussão

DISCUSSÃO

É relatado que a escolha do diâmetro do implante e técnicas cirúrgicas podem influenciar no sucesso dos tratamentos reabilitadores com próteses implanto suportadas. (Santiago Junior et al., 2013, Sotto-Maior et al., 2016) Este estudo visou elucidar algumas dessas questões. Ambas as hipóteses foram negadas, visto que os mapas de deslocamento mostraram leve diferenças significativas quando variou-se o diâmetro do implante sendo similar para a técnica de instalação; porém, a distribuição de estresse mostrou leve diferença, sendo os implantes de 3,5mm mais favoráveis para a reabilitação visto que concentraram menos estresse na região do munhão, e a técnica infra-óssea em 1,5mm também foi mais favorável, por aliviar o estresse na região palatina do tecido cortical. Porém, todos os modelos demonstraram níveis de tensão compatíveis com valores fisiológicos para seus componentes, se mostrando eficazes para a reabilitação. (M. Geetha) Esses resultados corroboram com estudos anteriores que verificaram que implantes de diâmetro reduzido servem como um bom recurso para reabilitações protéticas em áreas com pouca quantidade óssea. (Anitua et al., 2015, Baggi et al., 2008, Himmlová et al., 1991, Lee et al., 2012)

A colocação de implantes de diâmetro reduzido em ossos de largura estreita implica em uma diminuição de risco de exposição de roscas do implante, caso paciente apresente um periodonto muito fino, evitando o aparecimento de manchas escurecidas que comprometem a estética do tratamento, principalmente na região de maxila anterior. Além disso, tem intuito de evitar procedimentos cirúrgicos de maior complexidade pois são passíveis de intercorrências que podem ocasionar complicações como: inchaço, dor, hematoma, infecção e outro sítio cirúrgico (Higgins et al., 2011), isso sem contar a possibilidade real de durante a fresagem haver um desvio da direção e um rompimento da tábua óssea caso um implante de tamanho maior fosse planejado nestas áreas. Os dados deste estudo indicam que, embora haja uma maior concentração de tensões no munhão destes implantes reduzidos, esta diferença não chega a ser sentida pelo tecido ósseo. Noutras palavras, de certa forma, a maior quantidade de tecido ósseo ao redor do implante compensa o menor volume das estruturas metálicas na transmissão do estresse.

Discussão

Estudos randomizados com implantes CM mostraram uma vantagem nas técnicas de posicionamento infra-ósseo para preservação óssea marginal por seus motivos biológicos. (Koutouzis et al., 2013; Lazzara et al., 2006) Neste estudo, não houve diferença para nem uma das técnicas de instalação quando considerado apenas a tendência de deslocamento do implante. Isso mostra o baixo risco de descolamento ou fratura da crista óssea, mostrando um bom comportamento do implante mesmo com uma quantidade óssea reduzida. Apesar disso, a observação de uma leve diminuição dos níveis de tensão na crista óssea lingual nos implantes instalados infra-ósseo podem corroborar com estes achados em relação ao comportamento biomecânico.

Estudos relataram perda óssea marginal peri-implantar mínima para implantes colocados infra-ósseo, tendo como a principal explicação para os desfechos favoráveis o aumento da distância horizontal da plataforma do implante ao osso crestal, o que reduz o risco de perda óssea induzida por inflamação. A diminuição da tensão para implantes infra ósseos ao redor do tecido ósseo encontrados nesse estudo corrobora também com essa técnica de implantação. (Wennström et al., 2005; Canullo et al., 2012; Koutouzis et al., 2011; Donovan et al., 2010; Pellizzer et al., 2012)

A análise de elementos finitos tem sido considerada uma ferramenta útil para avaliação de situações pré-clínicas, determinando as tensões e deformações em estruturas de maneira individualizada. (Baggi et al., 2008, Lemos et al., 2015; Lopes et al., 2015). Desta forma, estes estudos já têm sido indicados para melhor compreensão do comportamento biomecânico para, em seguida, cuidadosamente, terem seus resultados extrapolados para a clínica diária. (de Souza Batista et al., 2015)

Embora não tenha sido hipótese deste estudo, é importante ressaltar também que quanto maior a inclinação da força aplicada, maiores foram os níveis de deslocamento e de tensão, independentemente da situação. Estes achados corroboram com outros estudos que observaram que as forças oblíquas são mais danosas para os componentes protéticos, implante e conseqüentemente o tecido ósseo peri-implantar. Outro fator importante a ressaltar é o aumento dos valores máximos tanto de tensão como para deslocamento encontrados nos implantes colocados infra-ósseo, isso pode se dar ao fato do alongamento do munhão protético, gerando um braço de alavanca mais acentuado, e não há uma relação direta com o diâmetro ou

Discussão

nível de instalação. (Hanaoka et al., 2014; Verri et al., 2014; Verri et al., 2015; de Faria Almeida et al., 2014; Lemos et al., 2015, de Souza Batista VE et al., 2014)

Como trata-se de uma análise computacional, este estudo apresenta limitações, como fatores como restrições de modelos, as propriedades dos materiais, os valores de carga e tipo de aplicação que podem mudar os resultados e são limitados em comparação com avaliações clínicas, sendo sempre obtidos através de estudos prévios. No entanto, esta técnica permite estudo comparativo biomecânico das regiões de interface osso / implante em situações diferente sugerindo a melhor opção clínica sob ponto de vista biomecânico. Além disso, os resultados plotados para este estudo foram dois mapas comumente encontrados em trabalhos de elementos finitos: mapas de deslocamento (que indicam uma tendência de movimento na situação testada) e mapas de von Mises (que indicam a concentração total de tensões em um determinado sistema, independentemente da direção desta concentração). Porém, outros mapas poderiam responder mais sobre o próprio tecido ósseo, pois é uma estrutura friável e, portanto, a direção da concentração deste estresse (se de tração ou compressão) seria interessante para a análise. Outro mapa interessante para plotagem é o de micro deformação, por também permitir comparação aos níveis ditos como fisiológicos do tecido ósseo. Assim, estudos futuros serão realizados com outros mapas a fim de complementar os achados deste estudo.

Conclusão

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo foi possível concluir que:

- a instalação de implantes de 2,9mm não foram mais favoráveis biomecanicamente para as análises de tensão e deslocamento que implantes de 3,5mm;
- a instalação de implantes por técnica infra-óssea nas condições do estudo favoreceu uma diminuição de stress no tecido ósseo adjacente ao implante, independente do diâmetro deste.

Referências

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Alikhasi M, Siadat H, Geramy A, Hassan-Ahangari A. Stress distribution around maxillary anterior implants as a factor of labial bone thickness and occlusal load angles: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2014 Feb;40(1):37-41. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00198. Epub 2011 Jul 25.
- 2 Al-Johany , Al Amri , Alsaeed , Alalola. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont*. 2017 Apr;26(3):252-260. doi: 10.1111/jopr.12517. Epub 2016 Jul 5.
- 3 Anitua E, Saracho J, Begoña L, Alkhraisat MH. Long-Term Follow-Up of 2.5-mm Narrow-Diameter Implants Supporting a Fixed Prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Aug;18(4):769-77. doi: 10.1111/cid.12350. Epub 2015 Apr 27.
- 4 Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008 Dec;100(6):422-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- 5 Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Jun;25(3):159-76. doi: 10.1111/jerd.12031. Epub 2013 May 3.
- 6 Canullo L, Iannello G, Peñarrocha M, Garcia B. Impact of implant diameter on bone level changes around platform switched implants: Preliminary results of 18 months follow-up a prospective randomized match-paired controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2012;23: 1142–1146.
- 7 Castro DS, Araujo MA, Benfatti CA, Araujo Cdos R, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G, Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental study in dogs, *Implant Dent* 23(3) (2014) 270-6.
- 8 Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys*. 2012 Mar;34(2):153-60. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.07.005. Epub 2011 Jul 31.

- 9 de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*. 2014 Feb;85(2):261-9. doi:10.1902/jop.2013.120713. Epub 2013 May 20.
- 10 de Souza Batista VE, Junior JF, de Faria Almeida DA, de Toledo Piza Lopes LF, Verri FR, Pellizzer EP. The Effect of Offset Implant Configuration on Bone Stress Distribution: A Systematic Review. *J Prosthodont* 2015 Feb;24(2):93-9. doi: 10.1111/jopr.12221. Epub 2014 Sep 14.
- 11 Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: A 1-year radiographic evaluation. *J Periodontol* 2010;81:428–434.
- 12 Fetner M, Fetner A, Koutouzis T, Clozza E, Tovar N, Sarendranath A, Coelho PG., Neiva K, Janal MN, Neiva R, The Effects of Subcrestal Implant Placement on Crestal Bone Levels and Bone-to-Abutment Contact: A Microcomputed Tomographic and Histologic Study in Dogs, *Int J Oral Maxillofac Implants* 30(5) (2015) 1068-75.
- 13 Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari A, Abolbashari M. Bone response from a dynamic stimulus on a one-piece and multi-piece implant abutment and crown by finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2014 Oct;40(5):525-32. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00170. Epub 2013 Jan 14.
- 14 Hanaoka, M., Gehrke, S. A., Mardegan, F., Gennari, C. R., Taschieri, S., Del Fabbro, M., & Corbella, S. (2014). Influence of Implant/Abutment Connection on Stress Distribution to Implant-Surrounding Bone: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 23(7), 565–571. doi:10.1111/jopr.12150
- 15 Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont* 2015 Dec;7(6):475-83. doi: 10.4047/jap.2015.7.6.475. Epub 2015 Dec 30.
- 16 Higgins J, Green S (2011) *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* Version 5.1.0. In: Collaboration TC (ed). The Cochrane Collaboration
- 17 Himmlová, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 91, 20-25
- 18 Ioannidis A, Gallucci GO, Jung RE, Borzangy S, Hämmerle CH, Benic GI. Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin*

- Periodontol. 2015 Nov;42(11):1060-70. doi: 10.1111/jcpe.12468. Epub 2015 Nov 14.
- 19 Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. Clin Oral Investig. 2015 Jan;19(1):1-10. doi: 10.1007/s00784-014-1333-z. Epub 2014 Nov 1.
 - 20 Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:2-21. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x
 - 21 King P, Maiorana C, Luthardt RG, Sondell K, Øland J, Galindo-Moreno P, Nilsson P. Clinical and Radiographic Evaluation of a Small-Diameter Dental Implant Used for the Restoration of Patients with Permanent Tooth Agenesis (Hypodontia) in the Maxillary Lateral Incisor and Mandibular Incisor Regions: A 36-Month Follow-Up. Int J Prosthodont. 2016 Mar-Apr;29(2):147-53. doi: 10.11607/ijp.4444.
 - 22 Koutouzis T, Fetner M, Fetner A, Lundgren T. Retrospective evaluation of crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: The effect of bone grafting at implant placement. J Periodontol 2011;82:234–242.
 - 23 Lazzara R, Porter S. Platform-switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26:9–17.
 - 24 Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2013;16(11):1143-9. doi: 10.1080/10255842.2012.654780. Epub 2012 Mar 8.
 - 25 Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Junior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implantsupported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2015 Nov 14. pii: S0022-3913(15)00564-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.026. [Epub ahead of print]
 - 26 Lopes LF, da Silva VF, Santiago JF, Jr., Panzarini SR, Pellizzer EP. Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg 2015 Feb;44(2):229-38. doi: 10.1016/j.ijom.2014.08.005. Epub 2014 Sep 26.
 - 27 Mangano C, Levrini L, Mangano A, Mangano F, Macchi A, Caprioglio A. Esthetic

evaluation of implants placed after orthodontic treatment in patients with congenitally missing lateral incisors. *J Esthet Restor Dent*. 2014 Jan-Feb;26(1):61-71. doi: 10.1111/jerd.12081. Epub 2013 Dec 17.

- 28 Mangano F, Mangano C, Ricci M, Sammons RL, Shibli JA, Piattelli A. Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anteriormaxilla: an aesthetic evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Nov;23(11):1302-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02307.x. Epub 2011 Sep 30.
- 29 M. Geetha, A.K. Singh b, R. Asokamani a, A.K. Gogia c Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review *Progress in Materials Science* 54 (2009) 397–425
- 30 Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcon-Antenucci, R.M., Junior, J.F., de Carvalho, P.S., de Moraes, S.L., Noritomi, P.Y., 2012. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol* 38, 587-594.
- 31 Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):877-86.
- 32 Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):138-45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.021. Epub 2014 Oct 30.
- 33 Santiago JFJ, de Souza Batista VE, Verri FR, Honorio HM, de Mello CC, Almeida DA, Pellizzer EP. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016 Mar;45(3):332-345. doi: 10.1016/j.ijom.2015.11.009. Epub 2015 Dec 23.
- 34 Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2013 Dec 1;33(8):4700-14. doi: 10.1016/j.msec.2013.07.027. Epub 2013 Jul 26
- 35 Sotto-Maior BS, Mercuri EG, Senna PM, Assis NM, Francischone CE, Del Bel Cury AA. Evaluation of bone remodeling around single dental implants of different lengths: a mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016;19(7):699-706. doi: 10.1080/10255842.2015.1052418. Epub 2015 Aug 7.

- 36 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 Summer;43(2):192-203.
- 37 Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000 Apr;71(4):546-9
- 38 Theofilos Koutouzis, Rodrigo Neiva, Jörg Nonhoff, Tord Lundgren. Placement of Implants with Platform-Switched Morse Taper Connections with the Implant-Abutment Interface at Different Levels in Relation to the Alveolar Crest: A Short-Term (1-Year) Randomized Prospective Controlled Clinical Trial *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:1553–1563
- 39 Tolentino L, Sukekava F, Garcez-Filho J, Tormena M, Lima LA, Araújo MG. One-year follow-up of titanium/zirconium alloy X commercially pure titanium narrow-diameter implants placed in the molar region of the mandible: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Feb 18. doi: 10.1111/clr.12561. [Epub ahead of print]
- 40 Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):644-51. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.018. Epub 2015 Jul 14.
- 41 Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.C., 2006. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin*. 9, 257-270
- 42 Verri FR, Batista VE, Santiago JF Jr, Almeida DA, Pellizzer EP .Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014 Dec;45:234-40. doi: 10.1016/j.msec.2014.09.005. Epub 2014 Sep 16.
- 43 Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *Scientific World Journal*. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528. Epub 2015 Aug 13.
- 44 Wakimoto M, Matsumura T, Ueno T, Mizukawa N, Yanagi Y, Iida S. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Nov;23(11):1314-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02347.x. Epub 2011 Dec 12.
- 45 Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: A 5-year prospective study. *J Clin Periodontol* 2005;32:567–574.